

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND KIEFERHEILKUNDE

DES FACHBEREICHS MEDIZIN

DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG

IN ZUSAMMENARBEIT MIT DEM UNIVERSITÄTSKLINIKUM GIESSEN UND MARBURG GMBH

STANDORT MARBURG

Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Abteilung für Zahnerhaltung

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Einfluss der „Etch-and-rinse“ Technik auf die Dentinhaftung an sklerotischem Dentin

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der

Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Heike Flöttmann

aus Gelsenkirchen

Marburg 2013

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

am 26.06.2013

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Matthias Rothmund

Referent: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Heike Korbmacher-Steiner

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1.	Zusammenfassung	08
1.1	Zusammenfassung in deutscher Sprache	08
1.1.1	Ziel der Studie	08
1.1.2	Material und Methode	08
1.1.3	Ergebnisse und Beobachtungen	09
1.1.4	Praktische Schlussfolgerung	09
1.2	Abstract	10
1.2.1	Aim of this study	10
1.2.2	Material and methods	10
1.2.3	Results and observations	10
1.2.4	Conclusions	11
2.	Einleitung	12
3.	Literaturübersicht	14
3.1	Komposite	14
3.1.1	Organische Matrix	14
3.1.2	Füllstoffe	15
3.1.3	Verbundphase	17
3.2	Adhäsivtechnik	20
3.2.1	Zahnschmelz	20
3.2.2	Die Haftung von Kunststoffen am Zahnschmelz	21
3.2.3	Dentin	22
3.2.4	Die Haftung von Kunststoffen am Dentin	23
3.2.5	Bestandteile der Adhäsivsysteme	25
3.3	Dentinbonding und seine Entwicklung bis heute	25
4.	Problemstellung	31
5.	Material und Methode	32
5.1	Auflistung der verwendeten Materialien	32
5.2	Vorbereitung der Probenzähne	33
5.3	Anwendung der Bondingsysteme und Gruppeneinteilung	33
5.4	Legen und Ausarbeiten der Komposit-Füllungen	35
5.5	Replikaherstellung zur Beurteilung des Komposit-Dentin-Verbundes	36

5.6	Thermo-mechanische Dauerbelastung der Probenzähne	37
5.7	Beurteilung des Komposit-Dentin-Verbundes	39
5.7.1	Vorbereitung der Epoxidharz-Replikas	39
5.7.2	REM Auswertung	39
5.8	Statistische Testverfahren und Auswertung	41
6.	Ergebnisse	42
6.1	Randspaltverhalten vor thermomechanischer Belastung	42
6.1.1	Schmelz	42
6.1.2	Dentin	42
6.2	Randspaltverhalten nach thermomechanischer Belastung	43
6.2.1	Schmelz	43
6.2.2	Dentin	44
7.	Diskussion	46
7.1	Diskussion der Methodik und der Materialien	47
7.2	Diskussion der Ergebnisse	49
7.2.1	Schmelzhaftung vor und nach TML	49
7.2.2	Dentinhaftung vor und nach TML	50
7.2.3	Überblick über die Ergebnisse anderer Autoren	51
7.3	Schlussfolgerung / Fazit	52
8.	Literatur	53
9.	Abkürzungsverzeichnis	67
10.	Materialverzeichnis	68
11.	Danksagung	69
12.	Lebenslauf	70
13.	Verzeichnis akademischer Lehrer	72
14.	Ehrenwörtliche Erklärung	73

Abbildungsverzeichnis

Abb.3.1.:	Bis-GMA (modifiziert nach Frankenberger)	14
Abb.3.1.:	TEGDMA (modifiziert nach Frankenberger)	15
Abb.5.1.:	Probenzahn Beispiel 1	33
Abb.5.2.:	Probenzahn Beispiel 2	33
Abb.5.3.:	Syntac und Etchant	34
Abb.5.4.:	AdheSE Primer und Bonding Agent	35
Abb.5.5.:	Tetric EvoFlow	36
Abb.5.6.:	Getränkeflaschendeckel mit Abformung	36
Abb.5.7.:	Thermocycler TC 45 (Fa. Huber)	37
Abb.5.8.:	Kausimulator CS 4 (Fa. 3D Mechatronik)	38
Abb.5.9.:	Probenpaar auf Metallträger für Kausimulation	38
Abb.5.10.:	Replika besputtert	39
Abb.5.11.:	REM (Fa. PhenomWorld)	40
Abb.5.12.:	REM Aufnahme vor TML	40
Abb.5.13.:	REM Aufnahme nach TML	40

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1.: Klassifikation der Komposite (modifiziert nach Frankenberger)	16
Tabelle 3.2.: Gegenüberstellung der Einteilung der Adhäsivsysteme (modifiziert nach Frankenberger)	30
Tabelle 5.1.: statistische Auswertung	42
Tabelle 5.2.: Säulendiagramm: Gegenüberstellung der Schmelz- und Dentinhaftung vor TML	43
Tabelle 5.3.: Säulendiagramm: Gegenüberstellung der Schmelzhaftung vor und nach TML	44
Tabelle 5.4.: Säulendiagramm: Gegenüberstellung der Dentinhaftung vor und nach TML	45
Tabelle 5.5.: Säulendiagramm: Gegenüberstellung der Schmelz- und Dentinhaftung nach TML	45

1. Zusammenfassung

1.1 Zusammenfassung in deutscher Sprache

1.1.1 Ziel der Studie

Ziel der Studie war es, den Einfluss der „Etch-and-rinse“ Technik auf die Dentinhaftung an sklerotischem Dentin zu untersuchen.

1.1.2 Material und Methode

Für die Studie wurden 56 menschliche Front- und Seitenzähne mit sklerotierten Zahnhalsdefekten gesammelt. Nach Reinigung mittels Scaler und Bürstchen wurden die 56 Zähne in sieben Gruppen (n=8) aufgeteilt. Diese wurden im Folgenden mit zwei verschiedenen Adhäsiven (AdheSE und Syntac) in unterschiedlichen Techniken konditioniert. Auf eine vorherige Präparation wurde verzichtet. In den Gruppen 1-3 wurde als Adhäsivsystem Syntac (Ivoclar Vivadent) verwendet, dabei erfolgte in Gruppe 1 eine selektive Schmelzätzung mit Phosphorsäure für 30 s. In den Gruppen 2 und 3 wurde mit Hilfe der „Etch-and-rinse“ Technik konditioniert. Dabei wurde in Gruppe 2 das Dentin für 15 s und der Schmelz für 30 s geätzt. In Gruppe 3 hingegen betrug die Ätzzeit für Dentin und Schmelz jeweils 30 Sekunden. In den Gruppen 4-7 kam AdheSE (Ivoclar Vivadent) zum Einsatz. Bei Gruppe 4 wurde AdheSE nach Herstellerangaben ohne vorherige Phosphorsäureätzung angewendet. Die Zähne der Gruppen 5-7 wurden analog zu den Zähnen der Gruppen 1-3 mit Phosphorsäure geätzt.

Im Anschluss wurden vor und nach einer thermomechanischen Dauerbelastung Replikas der Probenzähne aus einem Epoxidharz hergestellt und diese im Rasterelektronenmikroskop in Bezug auf die Randqualität vermessen und verglichen. Die Auswertung und die statistische Analyse der gewonnenen Daten erfolgte mittels SPSS für Windows.

1.1.3 Ergebnisse und Beobachtungen

Es zeigte sich, dass die „Etch-and-rinse“ Technik bei einer Ätzzeit von 30 s sowie die „Self-etch“ Technik, ergänzt durch eine vorherige Phosphorsäureätzung für 15 s, den besten Haftverbund am Dentin nach TML erzielten (48,1% und 45,1%). Sortiert nach abnehmender Randqualität und somit abfallenden Haftwerten folgten die Gruppen „Self-etch“ ergänzt durch 30s Phosphorsäureätzung (37,9%), „Self-etch“ ohne ergänzende Maßnahmen am Dentin (31,2% und 27,8%), „Etch-and-rinse“ bei 15 s langer Phosphorsäureätzung (18,0%) und zum Schluss „Selective etch“ ohne Dentinkonditionierung (10,8%). Die Ergebnisse vor TML zeigten eine gute Dentinhaftung in allen sieben Gruppen (100%).

1.1.4 Praktische Schlussfolgerung

Die gewonnenen Ergebnisse dieser Studie lassen die Aussage zu, dass sklerotisches Dentin verlängerte Ätzzeiten erfordert, um einen ausreichenden Haftverbund eingehen zu können. Zu empfehlen ist eine 30 s lange Phosphorsäureätzung. Bei der Anwendung von „Self-etch“ Adhäsiven sollte ergänzend zu diesen zu Beginn eine 15 s lange Ätzung mit Phosphorsäure erfolgen. Die Demineralisationsfähigkeit von „Self-etch“ Adhäsiven alleine reicht nicht aus, um einen sicheren Haftverbund an sklerotischem Dentin zu generieren.

1.2 Abstract

1.2.1 Aim of the Study

Aim of the study was to evaluate the influence of the etch-and-rinse technique on bonding to sclerotic dentin.

1.2.2 Material and method

Fifty six extracted human teeth (incisors, premolars and molars) providing non-carious cervical lesions were cleaned and divided into 7 groups (n=8). All teeth were conditioned with two adhesives (AdhSE and Syntac) in different ways. The dentin was not prepared. Group 1-3 were treated with Syntac. Group 1 in a selective-etch technique with 30s enamel etching. Groups 2 and 3 were treated with etch-and-rinse technique. Group 2 received a 15s dentin and a 30s enamel etching, in group 3 enamel and dentin were etched for 30s. Groups 4-7 were treated with „AdheSE“. Group 4 was conditioned after manufacturer's instructions, groups 5-7 were etched analogical to groups 1-3.

Epoxy-resin replicas were made before and after thermomechanical loading (TML) in order to compare marginal quality under SEM magnification.

1.2.3. Results and observations

It could be shown that the etch-and-rinse technique with 30s dentin etching or the use of self-etching primers combined with 15 s dentin-etching produced best marginal integrity in dentin after TML (48.1% and 45.1%). Bond strength of the other groups in decreasing order were: self-etch with 30s etching (37.9%), self-etch without any further treatment (31.2% and 27.8%), etch-and-rinse with 15s etching time (18.0%) and finally selective-etch without any conditioning of dentin (10.8%). There was no gap formation seen before TML (100%).

1.2.4. Conclusions

Prolonged etching time is needed for bonding to sclerotic dentin in order to obtain adequate bond strength. 30 s etching is recommended when using the etch-and-rinse technique. When using self-etch adhesives, 15 s phosphoric acid etching is needed before primer application, because the ability of dentin demineralization of self-etch adhesives is not enough to create adequate bond strengths.

2. Einleitung

Kompositmaterialien zählen heute in der modernen restaurativen Zahnerhaltung zu den Standardmaterialien. Anwendung finden sie zum Beispiel als Füllungswerkstoff, als adhäsives Befestigungsmaterial oder auch als laborgefertigte Inlays etc. [79]. Als Füllungswerkstoff dienen sie nicht nur dem Defektverschluss, sondern sie werden auch den steigenden ästhetischen Ansprüchen der Gesellschaft gerecht [78, 97]. Aus zahnärztlicher Sicht besteht der wesentliche Vorteil der Kompositrestaurationen gegenüber den früher verwendeten Amalgamfüllungen in der größtmöglichen Zahnhartsubstanzschonung [30, 137]. Unterschnittpräparationen aus Retentionsgründen sind nicht mehr notwendig [24, 26]. Ziel der Füllungstherapie ist der dichte Randschluss. So ist die Polymerisationsschrumpfung der Hauptnachteil der Komposite [104]. Um eine adäquate Haftung der Kompositrestaurationen an den Zahnhartsubstanzen und ein Entgegenwirken der Schrumpfung zu erreichen, ist eine adhäsive Verankerung notwendig. Auf dem Weg, ein geeignetes Adhäsiv für Komposite zu finden, entstanden einige Generationen von Bondingsystemen [17, 73]. Wurde durch die Schmelz-Ätz-Technik von Buonocore schnell eine zufriedenstellende mikromechanische Verankerung von Kunststoffen am Zahnschmelz erreicht, gestaltete sich die Haftung am Dentin weitaus schwieriger [16, 95]. Ziel musste es sein, eine Konditionierung des hydrophilen Dentins zu erreichen, die eine Haftung an den hydrophoben Kunststoff ermöglicht. Trotz mittlerweile einer Vielzahl an Bondingsystemen bleibt die adhäsive Bindung an das Dentin ein schwieriges techniksensitives Unterfangen [37, 49]. Bis heute wird versucht, die Bondingsysteme und ihre Anwendung zu perfektionieren. Die rasche Weiterentwicklung der Adhäsivsysteme führt zu einer enormen Produktvielfalt auf dem Markt [12]. So gibt es viele verschiedene Adhäsivsysteme, unter denen sich ein Anwender zurechtfinden muss [53]. Wir befinden uns also heute auf dem Weg ein anwenderfreundliches einfaches aber effektives Adhäsivsystem herzustellen [103, 121]. Grundsätzlich unterscheiden sich dabei die „Selective-etch“ (das selektive Ätzen der Schmelzränder), die „Etch-and-rinse“ (das Ätzen von Schmelz und Dentin) und die „Self-etch“ Technik (Schmelz- und Dentinkonditionierung ohne Phosphorsäure) voneinander. Für jede dieser drei Techniken gibt es Systeme, die eine unterschiedliche Anzahl an Komponenten aufweisen. Die vorliegende Arbeit soll

den Einfluss der „Etch-and-rinse“ Technik (also das Ätzen von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure) auf die Dentinhaftung an sklerotischem Dentin untersuchen. Dazu sollen Zahnhalsdefekte (Klasse V Kavitäten, nach Black) gefüllt werden, deren Kavitätenränder oftmals nur im sklerotischen Dentin liegen. Verwendete Adhäsive sind hierbei Syntac classic (Ivoclar Vivadent) sowie AdheSE (Ivoclar Vivadent). Syntac classic ist ein Mehrschrittadhäsiv bestehend aus Primer, Adhäsiv und Heliobond. Es kann in der „Selective-etch“ und in der „Etch-and-rinse“ Technik angewendet werden. AdheSE ist ein zwei-Schritt „Self-etch“ Adhäsivsystem bestehend aus Primer und Bond.

3. Literaturübersicht

3.1 Komposite

Komposite sind Verbundwerkstoffe (compomere = zusammenfügen). Grundsätzlich bestehen Kompositmaterialien aus einer polymerisierbaren hydrophoben Matrix, anorganischen Füllkörpern und einer Verbundphase (Silane, Kopolymere), welche die beiden miteinander vereint [8]. Weitere Bestandteile sind Initiatoren, Stabilisatoren, Akzeleratoren und Farbstoffe [59].

3.1.1 Organische Matrix

Die organische hydrophobe Matrix besteht bei den heute hauptsächlich verwendeten Kompositmaterialien aus Estern der Methacrylsäure mit ein – oder mehrwertigen Alkoholen.

Die grundlegende Chemie der organischen Matrix wurde 1962 von Richard Bowen beschrieben. Er führte Bis-GMA (Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat), auch Bowen-Harz genannt, ein [109].

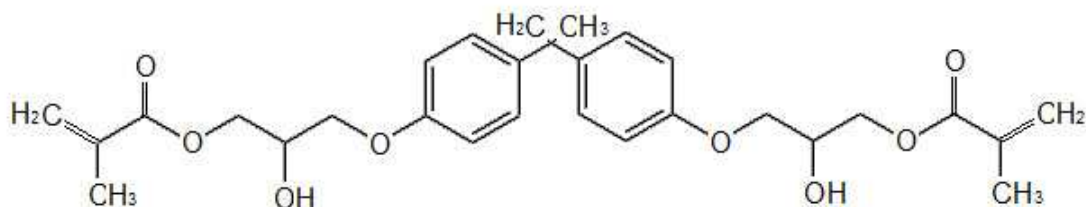


Abb.3.1.: Bis-GMA (modifiziert nach Frankenberger)

Bis-GMA ist durch seine beiden Hydroxylgruppen in den Seitenketten, die Wasserstoffbrückenbindungen der einzelnen Monomere untereinander ermöglichen, relativ hoch viskös. Zur Verbesserung der Materialeigenschaften werden Verdünner eingesetzt. Dazu dienen niedrig visköse Komonomere wie zum Beispiel das aliphatische Dimethacrylat TEGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat) [31].

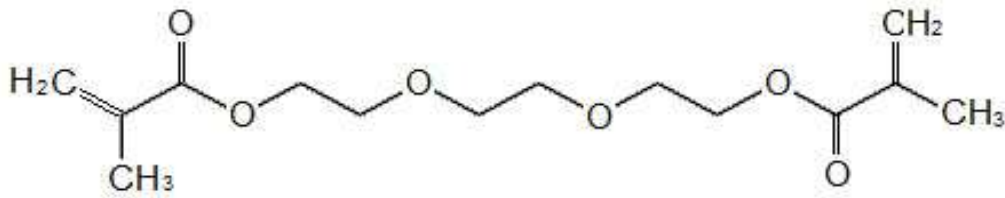


Abb.3.2.: TEGDMA (modifiziert nach Frankenberger)

Die Zugabe eines Verdünners ermöglicht die Erhöhung des Füllstoffgehaltes im Komposit, welches zu verbesserten Materialeigenschaften führt [109].

Ein weiteres Basis-Monomer neben Bis-GMA ist das heute wenig verwendete UDMA (Urethan-dimethacrylat). Bei diesem Monomer ist kein Verdünner als Zusatz notwendig. Nachteilig ist hier aber die erhöhte Polymerisationsschrumpfung.

3.1.2 Füllstoffe

Der Zusatz von anorganischen Füllstoffen trägt entscheidend zu den physikalisch-werkstoffkundlichen Eigenschaften moderner Kompositfüllungsmaterialien bei [25]. Nachteilige Eigenschaften der Kunststoffkomponente wie die Polymerisationsschrumpfung, ein hoher Wärmeausdehnungskoeffizient und die Quellung durch Wasseraufnahme werden durch die anorganische Komponente minimiert [106]. Gleichzeitig werden durch den Zusatz die mechanischen Eigenschaften verbessert [25]. Somit wird durch den Füllstoffgehalt und den Füllertyp das klinische Verhalten von Kunststoffen bestimmt [107]. Als anorganische Füllstoffe dienen Quarz, Aluminiumoxid, Boroxid, Zirkoniumoxid sowie durch die Zugabe entsprechender Oxide variierte Silikatgläser (Aluminium, Barium). Der Zusatz von Glasfüllkörpern mit Schwermetallen führt zu einer guten Röntgenopazität. 1969 wurden Barium-Aluminium-Silikate von Bowen und Cleek patentiert.

Neben den zuletzt genannten Füllstoffen kommen zusätzlich Siliciumdioxid (pyrogenes SiO₂) mit Partikelgrößen zwischen 0,04 und 0,1 µm zum Einsatz.

Je nach Füllkörpergröße lassen sich Kunststoffe in drei Hauptklassen einteilen [59]. Die Größe der zahnärztlichen Komposite variiert zwischen 0,04 und 100 µm [29].

Durchschnittliche Füllkörpergröße	Kategorie
> 100 µm	Megafüller
10-100 µm	Makrofüller (in den ersten Kompositen verwendet)
1-100 µm: < 5 µm Feinpartikelkomposite > 3 µm Feinpartikelkomposite	Midifüller (überwiegend 1-3µm durchschnittliche Partikelgröße)
0,1-1µm	Minifüller oder Submikrometerfüllkörper
0,01-0,1 µm	Mikrofüller
0,005-0,01 µm	Nanofüller

Tabelle 3.1.: Klassifikation der Komposite (modifiziert nach Frankenberger)

Wünschenswert sind in der Anwendung sehr fein gefüllte Kunststoffe, da sich mit diesen eine feine glatte Füllungs Oberfläche erreichen lässt [46].

Makrofüller

Makrofüller enthalten Füllkörper mit einer Partikelgröße von 1-100µm [29]. Bedingt durch diese Füllkörpergröße ist eine Hochglanzpolitur nur eingeschränkt möglich [136]. Desweiteren führt die mechanische Belastung der Füllungs Oberfläche zu einem Verlust der oberflächlich gelegenen Füllkörper und damit verbunden zu einer erhöhten Abrasion der Füllung sowie zu einer Erhöhung der Plaqueaffinität durch Rauigkeiten [84]. Aufgrund dieser Nachteile werden Makrofüller in der Zahnheilkunde nicht mehr verwendet.

Mikrofüller

Der nächste Entwicklungsschritt im Bereich der Füllkörpertechnologie brachte die Mikrofüllerkomposite. Mit diesen konnte von nun an eine gute Hochglanzpolitur erreicht werden [136]. Diese Eigenschaft macht sie zu Favoriten im Bereich der Frontzahnfüllungen [29]. Auch das Herausreißen von Füllkörpern aus der Oberflächenschicht wurde bedingt durch die kleine Füllkörpergröße minimiert.

Nachteile der geringen Füllkörpergröße sind allerdings eine verringerte physikalische Belastbarkeit, eine deutlich höhere Polymerisationsschrumpfung sowie bedingt durch die niedrige Viskosität eine schlechte Modellierbarkeit.

Hybridkomposite

Im Streben nach weiterer Verbesserung der Komposite wurden in einem nächsten Schritt die Hybridkomposite entwickelt [59]. Hybridkomposite beinhalten verschiedene Füllkörpergrößen und vereinen somit die guten mechanischen Eigenschaften der Makrofüller mit der guten Polierbarkeit der Mikrofüller [77]. Sie bestehen zu ca. 85-90 Gew.-% aus Makrofüllern und zu 10-15 Gew.-% aus Mikrofüllern. Hybridkomposite lassen sich hinsichtlich ihrer mittleren Korngröße weiter unterteilen in Feinpartikelhybridkomposite mit Füllkörpern bis zu 5µm Partikelgröße, Feinstpartikelhybridkomposite bis zu 3µm Größe und Submikrometerhybridkomposite mit einer mittleren Füllkörpergröße von unter 1 µm [59, 61].

Neben der Weiterentwicklung im Bereich der Füllkörpertechnologie erfolgten auch Modifikationen im Bereich der Kunststoffmatrix. Hier lassen sich stopfbare Komposite von fließfähigen Kompositen unterscheiden [61]. Fließfähige Komposite entstehen durch den erhöhten Zusatz von verdünnenden Matrixbestandteilen wie TEGDMA. Fließfähige Komposite kommen besonders im Rahmen der minimal-invasiven Therapie zum Einsatz [9]. Zu beachten ist allerdings, dass bei diesen Kunststoffen die Polymerisationsschrumpfung erhöht und die mechanische Festigkeit herabgesetzt sind.

3.1.3 Verbundphase

Der Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllstoffen wird durch die Silanisierung der Füllstoffe erreicht. In der Regel dient hierbei als Silanisierungsmittel 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan. Durch die Silanisierung wird eine Hydrophobierung des Füllstoffes erreicht [83]. Der Füllstoff kann sich so leichter in die Matrix eingliedern und somit den Gehalt der Füllstoffe erhöhen.

Des Weiteren führt das Einbinden des Füllstoffes in die Matrix zu einer Erhöhung der mechanischen Belastbarkeit von Kunststoffen. Allerdings ist auch genau eben diese Verbindung eine Schwachstelle aller Kompositmaterialien, da

sie durch saure Hydrolyse gelöst werden kann und somit ein Füllkörperverlust daraus resultiert.

Weiterentwickelte Kompositmaterialien

Ormocere

Ormocere sind Kunststoffe mit modifizierter Matrix (**organically modified ceramics** = ormocere) [64]. Der Name erweckt den irreführenden Eindruck, es handele sich um eine „flüssige Keramik“. Die Matrix besteht bei den Ormoceren zusätzlich aus einem anorganischen vopolymerisierten Netzwerk versetzt mit Methacrylatgruppen, die nach dem Polymerisationsstart untereinander vernetzen. Diese Veränderung sollte die Polymerisationsschrumpfung minimieren. Auf dem Markt setzten sich die Ormocere nicht durch [70].

Kompomere

Kompomere sind polyalkensäuremodifizierte Komposite. Sie sind der Versuch, die guten Eigenschaften der Glasionomerzemente (die gute Haftung an der Zahnhartsubstanz) mit denen der Komposite (gute Polierbarkeit, hohe Ästhetik) zu kombinieren. Es handelt sich also bei den Kompomeren, vereinfacht gesagt, um Komposite, die mit gemahlenen Glasionomerzement gefüllt sind [8]. Die Erwartungen wurden leider nicht hinreichend erfüllt [62, 135]. Es muss bei der Verwendung von Kompomeren zur Erzielung einer ausreichenden Haftung der Zahn wie bei Kompositen vorbehandelt werden. Die Haltbarkeit von Kompomerrestorationen ist also abhängig von den physikalischen Eigenschaften des Materials und dem eingesetzten Adhäsiv [3, 58]. Auch sind Kompomere weniger abrasionsstabil als Komposite [19]. Anwendung finden Kompomere im Milchgebiss, wobei auch hier ein Mindestmaß an Compliance notwendig ist [4, 71, 72].

Nanofüllerkomposite

Mit dem Ziel, die Polierbarkeit der Mikrofüller mit der werkstoffspezifischen Belastbarkeit der Hybride zu vereinen, entstanden die so genannten Nanofüllerkomposite. Sie beinhalten Füllkörper mit einer geringen Füllkörpergröße, die untereinander Cluster bilden und somit neben den Vorteilen geringer Füllkörpergrößen auch einen ausreichenden Füllstoffgehalt erreichen [27].

Silorane

„Das niedrugschrumpfende Seitenzahnkomposit“ (Filtek Silorane, 3M, ESPE)

Bei den Siloranen ist die herkömmliche Methacrylatbasis ausgetauscht durch eine Basis, die auf ringförmigen Siloran-Molekülen aufbaut [29]. Bei Ablauf der Polymerisation verändert sich die ringförmige in eine lineare Molekülstruktur. Diese Strukturveränderung führt zu einer Verringerung der Polymerisationsschrumpfung. Silorane sind durch die Veränderung des Monomers inkompatibel mit herkömmlichen Adhäsivsystemen. Das bedeutet, dass ein weiteres Adhäsivsystem notwendig ist (Silorane Adhaesive System). Die bisherigen klinischen Ergebnisse sind zufriedenstellend [5, 45].

Bulk-Fill-Komposite

Bei der Applikation von Kompositen kann über die Schichttechnik in einzelnen Inkrementen eine deutliche Reduktion der Polymerisationsschrumpfkraft erreicht werden. Als Vorhersagewert für die auftretenden Spannungskräfte dient der C- oder Konfigurationsfaktor. Dieser beschreibt die Relation von gebundener zu ungebundener Oberfläche. Je höher die Anzahl gebundener Flächen, desto größer der C-Faktor, desto ungünstiger die Verhältnisse [31]. D.h., viele einzelne Inkremente reduzieren die durch die Polymerisationsschrumpfung entstehenden Kräfte [88]. Eine Schichtdicke von 2-3 mm darf bei den einzelnen Inkrementen nicht überschritten werden.

Eine Arbeitserleichterung und –beschleunigung soll mit den so genannten Bulk-Fill-Kompositen erreicht werden. Diese weisen eine Polymerisationstiefe von bis zu 4mm auf und verursachen bei der Aushärtung weniger Schrumpfstress. „Bulk-fill“ bedeutet, dass man eine Kavität in einem Block füllen kann ohne einzelne Inkremente schichten zu müssen. Um die hier notwendigen Durchhärtungstiefen zu erreichen, sind bei diesen Kompositen häufig die Transluzenz erhöht sowie das angebotene Farbspektrum auf hellere Farben reduziert. Daher ist die Ästhetik dieser Komposite reduziert [44]. Unterschieden werden bei diesen Kompositen niedrig visköse „Flowables“ von denjenigen mit höherer Viskosität [60]. Längere klinische Studien zu diesen Kompositen stehen allerdings noch aus.

3.2 Die Adhäsivtechnik

Die Haftung eines Kunststoffes an der Zahnhartsubstanz erfolgt über Adhäsion. Unter Adhäsion (lat. adhaerere = anhaften) versteht man das Haften zweier Körper untereinander durch mechanische und/oder chemische Kräfte [29]. Die Anwendung der Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin macht den Verzicht auf besonders retentive Präparationstechniken und damit eine große Zahnhartsubstanzschonung möglich [24, 26, 30]. Zum Verständnis der Adhäsion eines Kunststoffes am Zahn sind die Kenntnis des grundlegenden Aufbaus und der Struktur der Zahnhartsubstanzen wichtig.

3.2.1 Zahnschmelz (nach Steiniger et al.[110])

Der Zahnschmelz (Enamelum) ist neben dem Dentin und dem Wurzelzement eine der drei Zahnhartsubstanzen. Er ist die härteste der drei Hartsubstanzen [59]. Er besteht überwiegend aus großen Apatitkristallen (ca. 200nm – 1µm lange Kristalle). Die Kristalle liegen in einer Mischform aus Hydroxylapatit, Fluorapatit und Carbonapatit vor [59]. Daneben enthält der Schmelz Wasser und organische Verbindungen wie Proteine und Lipide. Gebildet wird der Schmelz von den Ameloblasten. Die Ameloblasten scheiden zunächst eine Schmelzmatrix aus, die im Folgenden mineralisiert und ausreift. Die Anordnung der Apatitkristalle ist nicht einheitlich parallel, sondern in wechselnder Richtung ausgerichtet. Auf diese Weise entstehen säulenartige Anordnungen. Diese werden als Schmelzprismen bezeichnet. Der Verlauf der Prismen ist sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung wellenförmig. Die Prismen durchziehen den gesamten Schmelz von der Schmelz-Dentin-Grenze bis hin zur Schmelzoberfläche [59]. Je nach Schnittebene unterscheidet man verschiedene Prismenformen voneinander: die runde Form, die Hufeisenform und die Schlüssellochform. Jedes Prisma setzt sich aus den beiden Komponenten Prismenstab und interprismatischer Schmelz zusammen. Diese unterscheiden sich in der Ausrichtung der Kristalle. Während die Kristalle im Prismenstab parallel zur Prismenlängsachse angeordnet sind, liegen die Kristalle des interprismatischen Schmelzes im 90° Winkel zu den vorher genannten. An der Oberfläche eines Zahnes befindet sich häufig eine Schicht von prismenfreiem Schmelz. Hier liegen die Apatitkristalle parallel und dicht gepackt

an. Aufgrund der verschiedenen räumlichen Anordnungen im Schmelz finden sich im mikroskopischen Bild eine Reihe verschiedener Charakteristika. Übereinander liegende Schichten aus quer oder schräg angeschnittenen Prismen ergeben ein Bild aus hellen (Parazonien (parallel angeschnitten)) und dunklen (Diazonien (quer angeschnittenen)) Streifen. Dieses Phänomen wird Hunter-Schregersche-Streifung genannt [59]. Im Längsschnitt zu erkennende Vertiefungen der Zahnoberfläche werden Perikymatien genannt. Ein weiteres Charakteristikum des Zahnschmelzes sind die Retzius-Streifen (Konzentrische dunkle Ringe). Diese entstehen durch die rhythmische Aktivität der Ameloblasten bei der Schmelzbildung - vergleichbar mit den Jahresringen eines Baumes.

3.2.2 Die Haftung von Kunststoffen am Zahnschmelz

Für die Anwendung der Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin ist die Prismenanordnung von entscheidender Bedeutung. 1955 legte Buonocore mit der Schmelz-Ätz-Technik den Grundstein jeglicher Adhäsion [132]. Das Ätzen mit 37,5 % iger Phosphorsäure schafft für die Verankerung von Kunststoffen im Schmelz eine ideale Oberflächenmorphologie [16, 61]. Nach dem Auftragen des Ätzgels, dem Beachten der Einwirkzeit (30 Sekunden, Ausnahme 60 Sekunden auf prismenlosem Schmelz z.B. bei Fissurenversiegelungen [29]), dem Absprühen mit Wasser und dem anschließenden Trocknen wird ein weißliches Ätzmuster sichtbar [105]. Das Ätzen einer Schmelzoberfläche mit verdünnten Säuren führt zum Auflösen von Apatitkristallen. Bei dem Ätzzvorgang werden zunächst bevorzugt Prismenstäbe aufgelöst. Interprismatischer Schmelz hingegen bleibt durch die zum Prismenstab rechtwinklige Anordnung der Kristalle länger bestehen. Quer angeschnittene Prismen ermöglichen im Gegensatz zu längs verlaufenden Prismen eine gute Auflösung [43]. So trägt das Anschrägen von Kavitätenrändern zu einer guten Haftung des Komposites am Zahn bei [112]. Dieses unterschiedliche Verhalten der einzelnen Prismenkomponenten auf den Ätzzvorgang schafft eine vergrößerte Schmelzoberfläche. Diese neu entstandene Oberflächenstruktur ermöglicht eine innige Verflechtung der Adhäsive mit dem Zahnschmelz. Anders als bei dem Dentin ist für die mikromechanische Verankerung am Zahnschmelz kein Primer notwendig. Eine Kontamination der geätzten Schmelzoberfläche mit

Dentin-Adhäsiven hat jedoch auf die Verbundfestigkeit keinen Einfluss [33], [129]. Durch Phosphorsäureätzung ist also eine gute Adhäsion eines Kunststoffes an der Zahnoberfläche möglich sowohl mit, als auch ohne vorheriges Beschleifen des Zahnes [68]. Heute liegen zahlreiche klinische Daten zur Langzeitstabilität des Verbundes von Kompositen zum Zahnschmelz vor, die eine gute Prognose der Überlebenswahrscheinlichkeit zulassen [115].

3.2.3 Dentin (nach Steiniger et al.[110])

Das Dentin (Dentinum) stellt die Hauptmasse der Hartsubstanz eines Zahnes dar. Es umgibt die Pulpahöhle und wird an der Zahnkrone von Schmelz und an der Zahnwurzel von Zement bedeckt. Das Dentin besteht aus einem dichten Geflecht aus Kollagenfasern, in das Kalziumsalze in Form von Hydroxylapatit eingelagert sind. Die Fasern sind von einer Matrix aus Proteoglykanen, Proteinen und Wasser umgeben [81]. Für die Bildung des Dentins sind spezifische Zellen, die Odontoblasten, zuständig. Die Zellleiber der Odontoblasten liegen an der Grenze des Dentins zur Pulpa. Die Fortsätze (Tomes-Fasern) hingegen durchziehen das gesamte Dentin. Sie verlaufen in den so genannten Dentinkanälchen radiär von der Pulpahöhle bis hin zur Schmelz-Dentin-Grenze. Nahe der Pulpa gruppieren sich die Dentinkanälchen dichter als nahe dem Schmelz. Ihr Durchmesser ist nahe der Pulpa größer. Der Verlauf der Kanälchen wechselt von geschwungen im Bereich der Zahnkrone zu gerade im Bereich der Wurzel. Einzelne Kanälchen können durch Seitenäste miteinander verbunden sein. Die Kollagenfasern des Dentins verlaufen zirkulär entlang der Dentinkanälchen. Das Dentin ist kein homogenes Gewebe. Es weist unterschiedlich stark mineralisierte Bereiche auf. So unterscheidet man das weniger mineralisierte Manteldentin an der Schmelz-Dentin-Grenze, das zirkumpulpale Dentin (der Hauptteil des Dentins) und das Prädentin (nicht verkalkt), welches an die Pulpa grenzt, voneinander.

Das Dentin wird während der gesamten Lebensdauer eines Zahnes gebildet. Das Primärdentin entsteht bis zum Abschluss des Wurzelwachstums. Regulär nach Abschluss des Wurzelwachstums neu gebildetes Dentin nennt man Sekundärdentin. Wird Dentin aufgrund eines Reizes, wie z.B. Attrition, Erosion, Karies etc., gebildet, spricht man von Tertiärdentin (Reizdentin,

Reparaturdentin, irreguläres Sekundärdentin). Neues Dentin wird nicht nur nahe der Odontoblastenzellleiber gebildet, sondern auch in der Umgebung ihrer Fortsätze. An der Kanalinnenwand der Dentinkanälchen gebildetes Dentin nennt man peritubuläres Dentin. Es hat einen höheren Mineralgehalt als das Dentin außerhalb der Kanälchen. Durch die Ablagerung von anorganischem Material im peritubulären Dentin wird der Durchmesser der Dentinkanälchen so weit verkleinert, bis es schließlich zum Verschluss der Kanälchen kommt. Diese extreme Veränderung des Dentins tritt häufig mit zunehmendem Alter auf. Das so veränderte Dentin wird als sklerotisches Dentin bezeichnet. Es wird zum Schutz der Pulpa vor pathologischen Einflüssen gebildet und findet sich häufig am Zahnhals. Neben dem peritubulären Dentin gibt es weiterhin das intertubuläre Dentin [80]. Dieses trennt die einzelnen Dentinkanälchen voneinander. Es ist weniger dicht mineralisiert und besteht zu einem großen Anteil aus kollagenen Fasern.

Weiter lassen sich im Dentin einige wichtige histologische Strukturmerkmale beschreiben. An erster Stelle seien hier die Ebner Linien (Wachstumslinien, Konturlinien) genannt. Bei diesen handelt es sich um hypomineralisierte Bereiche. Sie spiegeln die Ruhephase der Odontoblasten während der Dentinbildung wieder. Neben den Ebner Linien gibt es die Owenschen Linien, die bei massiven Einflüssen (z.B. Allgemeinerkrankungen im Kindesalter etc.) von Außen entstehen. Es sind verbreiterte stärker hypomineralisierte Bereiche. Zu den Owen-Linien gehört die Neonatallinie, die durch die Geburt verursacht wird [75].

3.2.4 Die Haftung von Kunststoffen am Dentin

Adhäsion am Dentin ist weitaus schwieriger zu erreichen als am Zahnschmelz [37, 82]. Dentin ist im Gegensatz zum Schmelz ein vitales, hydrophiles Gewebe mit Pulpanähe. Es bietet somit schlechte Voraussetzungen für die Verankerung von hydrophobem Füllungsmaterial. Des Weiteren ist der organische Bestandteil im Dentin höher als im Schmelz und nach einer Präparation ist das Dentin von einer so genannten Schmierschicht („smear layer“) bedeckt, welche ein zusätzliches Haftungshindernis darstellt. Bei der Schmierschicht handelt es sich um eine Schicht aus zermahlenen Dentinresten, Wasser und Bakterien

[29]. Bei der adhäsiven Befestigung von zahnmedizinischen Füllmaterialien wird nach dem heutigen Stand das Dentin – vergleichbar dem Zahnschmelz - mit Säure angeätzt. Lediglich die Ätzzeit wird bei der Dentinätzung im normalen Dentin geringer gehalten. Eine Säureeinwirkung von über 15 Sekunden auf das unveränderte Dentin sollte vermieden werden, da dies das Langzeitverbundverhalten von Dentinadhäsiven negativ beeinflussen kann [39]. Dentin darf angeätzt werden, solange ein anschließender dichter adhäsiver Verschluss gewährleistet ist. Die Annahme, dass eine Phosphorsäureätzung pulpaschädigend sei, ist heute nicht mehr haltbar [89]. Die Säureeinwirkung auf das Dentin führt in Abhängigkeit von der Zeit und dem Zustand des Dentins zu einer unterschiedlich tiefen Freilegung des Kollagennetzwerkes [125, 130]. Dabei entsteht eine trichterförmige Erweiterung im peritubulären Dentin. Beides bildet die Grundlage der Adhäsivtechnik. Studien belegen, dass die Haftwerte zu nichtkariösem sklerotischem Dentin geringer sind als zu normalem Dentin [122]. Somit erfordert sklerotisches Dentin voraussichtlich eine besondere Vorbehandlung [128]. Es wurde in einer Studie von Kwong et al. nachgewiesen, dass sowohl das oberflächliche Entfernen des sklerotischen Dentins als auch eine Verlängerung der Ätzzeit jeweils zu besseren Haftwerten führen [74]. Bei einer Ätzzeit von 30 Sekunden auf dem sklerotischen Dentin werden höhere Haftwerte als bei halbierte Einwirkzeit der Säure erreicht [76]. Diese Aussagen werden durch neueste Studien belegt, die zeigen, dass eine ausreichende Demineralisationstiefe im sklerotischen Dentin durch eine verlängerte Ätzzeit (30 Sekunden) erreicht werden kann, welche für eine adäquate Dentinhaftung notwendig ist [69].

3.2.5 Bestandteile der Adhäsivsysteme

Grundsätzlich lässt sich die Adhäsivtechnik in einzelne funktionale Komponenten aufteilen, die mit der Weiterentwicklung unterschiedlich zusammengefasst wurden (siehe 3.3).

Eine Komponente ist das Ätzmittel (Etchant). Es besteht heute häufig aus einer wässrigen 37% igen Ortho-Phosphorsäure, die mit Lebensmittelfarbe blau oder grün eingefärbt ist und durch die Zugabe von Verdickungsmitteln eine gelartige Konsistenz aufweist.

Eine weitere Komponente ist der Primer. Primer werden generell als Monomere in einem Lösungsmittel definiert. Charakteristisch enthalten sie amphiphile Moleküle. Das Lösungsmittel kann Wasser, Aceton oder Alkohol sein. Der Wasseranteil im Primer verhindert das Kollabieren der Kollagenfasern und ermöglicht somit das Diffundieren des Monomers in die Dentintubuli [29]. Beide ersten Komponenten zusammengefasst ergeben einen selbstkonditionierenden Primer. Dieser Primer enthält zusätzlich saure Monomere z.B. Maleinsäure und organische oder anorganische Säuren, welche die nach der Präparation auf einem Zahn befindliche Schmierschicht auflösen können [91].

Die dritte Komponente ist das Adhesive (Bonding Agent). Es enthält unterschiedliche Monomere. Das Bonding penetriert in die demineralisierte Dentinoberfläche und bildet die so genannte Hybridschicht. (= Mischzone aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff) [87]. Dort bilden sich retentive Zapfen aus („tags“) [1, 130].

3.3 Dentinbonding und seine Entwicklung bis heute

In den Anfängen der Anwendung der Schmelz-Ätz-Technik zur Adhäsion in der zahnmedizinischen Füllungstherapie wurden Dentinbereiche in Kavitäten durch Unterfüllungsmaterialien abgedeckt. Dies geschah zum einen zum Schutz des Pulpa-Dentin-Komplexes und zum anderen zur Vermeidung postoperativer Hypersensitivitäten und Spaltbildungen. Wünschenswert aber war es, die gesamte Kavitätenfläche als Retention zur Kunststoffhaftung zu nutzen. Die

Entwicklung der Dentinhaftung ist anhand unterschiedlicher Stufen nachvollziehbar [12, 132].

Früher wurden diese Entwicklungsstufen auch als Generationen bezeichnet [17, 73, 129]. Heute werden die Adhäsivsysteme nach Wirkmechanismus und Anzahl der Applikationsschritte eingeteilt [15, 121].

1. Generation

Die erste Generation der Adhäsivsysteme brachte keine zufriedenstellenden Ergebnisse. Sie war der Versuch, eine chemische Verbindung zwischen dem aufgetragenen Füllungskunststoff und dem Hydroxylapatit bzw. dem Kollagen herzustellen. Das Adhäsiv enthielt hierbei zwei funktionelle Gruppen. Der Haftverbund war hierbei unzureichend.

2. Generation

Die zweite Generation erreichte lediglich eine Haftung an der Schmierschicht („smear layer“) [63, 126]. Eine Haftung zu dem darunter liegenden Dentin wurde bei dieser Generation nicht erreicht. Die Polymerisationsschrumpfung der Komposite konnte hier ungehindert erfolgen. Das Potential für die klinische Anwendung wurde nicht erreicht.

3. Generation (drei- & vier-Schritt „Selective-etch“)

Erste klinische Erfolge zeichneten sich mit der dritten Generation der Adhäsivsysteme ab. Hier erfolgt erstmalig das Ätzen der Schmelzränder einer Kavität mit 30-40%iger Phosphorsäure. Das Dentin wird hierbei sorgfältig ausgespart. In einem nächsten Schritt erfolgt die Applikation eines Primers. Durch seinen geringen Säuregehalt kommt es zu einer oberflächlichen Demineralisation des Dentins und zu einer teilweisen Entfernung der Schmierschicht [90]. Das ebenfalls in dem Primer enthaltene hydrophile Monomer [86] infiltriert zusammen mit den Resten der Schmierschicht in das freigelegte Kollagenfasergeflecht und bildet die so genannte Hybridschicht (Mischzone aus ungefülltem Kunststoff und demineralisiertem Dentin) [87]. Die Dicke der Hybridschicht beträgt in etwa 3 Mikrometer [7]. Gelangt das Dentinadhäsiv bei der Applikation auf das Schmelzätzmuster, wird der spätere Haftverbund nicht beeinflusst. Im Gegensatz dazu beeinflussen Speichel oder Öl den Verbund negativ. Auch das Berühren der geätzten Oberfläche mit

Applikationshilfen setzt den Haftverbund herab [38]. In einem nächsten Schritt erfolgt die Applikation eines Bondings und das anschließende Legen der Kompositfüllung.

Die klinische Anwendung stellte sich als schwierig heraus, da das separate Anätzen der oft dünnen Schmelzränder nicht immer umzusetzen war [34, 53]. Der Wunsch nach dem gleichzeitigen Konditionieren beider Zahnhartsubstanzen entstand.

4. Generation (drei- & vier-Schritt „Etch-and-rinse“)

Mit dem simultanen Anätzen beider Zahnhartsubstanzen (früher „total etching“, heute „Etch-and-rinse“) entstand die vierte Generation der Adhäsivsysteme. In dieser Generation wird die Schmierschicht auf den Zahnhartsubstanzen komplett entfernt. Nach dem Absprühen beider Hartsubstanzoberflächen und dem anschließenden Trocknen dieser kommt es durch den herbeigeführten Feuchtigkeitsentzug zum Kollagenfaserkollaps im Dentin [28, 101, 117, 134]. Ein häufiger Fehler bei der Anwendung ist das Übertrocknen der geätzten Dentinoberfläche [65]. Der im Anschluss aufgetragene Primer enthält Wasser, welches ein erneutes Aufquellen der Kollagenfasern und somit die Ausbildung einer Hybridschicht ermöglicht [1, 57]. Bei Adhäsivsystemen, bei denen der Primer kein Wasser enthält, ist ein sogenanntes „wet-bonding“ notwendig [118]. Unter „wet-bonding“ versteht man das Feuchtbelassen der Dentinoberfläche nach Phosphorsäureätzung und Absprühen [67]. Da dies kaum möglich ist, ist ein „re-wetting“ notwendig. Unter „re-wetting“ versteht man das Wiederbefeuchten der zuvor getrockneten Dentinoberfläche durch leichtes Absprühen mit Wasser [118]. Die Durchführung des „re-wettings“ mindert die Gefahr postoperativer Hypersensitivitäten, indem die Penetration verbessert wird [96, 98]. Gemäß Studien werden auf feuchtem geätzten Schmelz höhere Haftwerte erreicht als auf geätztem trockenen Schmelz [66]. Die Gefahr nicht ausgefüllter Bereiche der interfibrillären Räume („Nanoleakage“) wird herabgesetzt [108]. Die Existenz von „Nanoleakage“ wurde in Studien nachgewiesen [111]. Die durch das „Nanoleakage“ ermöglichte Penetration von Wasser und von Stoffwechselprodukten von Bakterien durch die Hybridschicht scheint einen großen negativen Einfluss auf die Haftung zwischen Komposit und Dentin zu haben [23, 129]. Adhäsivsysteme, die in der „Etch-and-rinse“ Technik angewendet werden, sind nach wie vor der Standard [6, 18, 21, 35, 41,

42, 52, 53, 54, 93]. In einer Studie von Peumans und Kollegen führte das Füllen von Klasse V Kavitäten mit Mikrofüller und Hybridkompositen unter Anwendung der „Etch-and-rinse“ Technik entsprechend 13 Jahre langer klinischer Evaluation zu guten Ergebnissen [102].

5. Generation (zwei-Schritt „Etch-and-rinse“ & „Self-etch“)

Die bei der vierten Generation notwendigen klinischen Arbeitsschritte sollten mit der fünften Generation herabgesetzt werden. Die Anwendung sollte in jetzt nur noch zwei Arbeitsschritten erfolgen. Zwei Möglichkeiten werden hierbei unterschieden. Zum einen die Einfaschensysteme, bei denen nach erfolgter Phosphorsäureätzung Primer und Bonding aus einer Flasche aufgetragen werden, und zum anderen die „Self-etching“ Systeme, bei denen vollständig auf die Konditionierung mit Phosphorsäure verzichtet werden kann, da saure Primer geschaffen wurden, die sowohl das Dentin als auch den Schmelz konditionieren können. Im Vergleich zur Phosphorsäureätzung entsteht hierbei nur ein sehr geringes Schmelz-Ätz-Muster [51, 99, 100]. Nach dem Auftragen dieses selbstätzenden Primers wird anschließend ein hydrophobes Adhäsiv aus einer Flasche aufgetragen. Die von diesen Präparaten ausgebildete Hybridschicht enthält Reste des smear layers [114]. Die Dentinhaftung bei diesem System wird als gut eingestuft [10, 11, 13, 57]. Durch die bei diesen Systemen simultan verlaufende Demineralisation und Monomerinfiltration entsteht weniger Diskrepanz zwischen der Ätz- und der Infiltrationstiefe [129]. Die Gefahr postoperativer Hypersensitivitäten ist verringert [37, 53]. Ein Defizit liegt hier in der Schmelzhaftung ohne Phosphorsäure [22, 43, 51, 99, 133]. Die Schmelzhaftung von „Etch-and-rinse“ Systemen ist weitaus besser zu bewerten, als die der „Self-etch“ Systeme [11, 47]. Eine gute Schmelzhaftung benötigt ein ausgeprägtes retentives Ätzmuster [105, 131]. Dagegen ist für das Dentin eine milde Ätzwirkung von Vorteil [53]. Das Ätzen mit Substanzen, die einen höheren pH-Wert aufweisen als Phosphorsäure, ist umstritten, da es zu einem ungenügenden Ätzmuster am unpräparierten Schmelz und zu sklerotischem Dentin führen könnte [119]. Studien zufolge wird die Haftung durch die Kombination einer selektiven Schmelzätzung durch Phosphorsäure mit selbstätzenden Adhäsiven am Dentin verbessert [11, 127].

Das Zusammenführen von Primer und Bonding bei den Einfaschensystemen führt zu Defiziten ihrer Eigenschaften [14]. Einbußen der Eigenschaft des

Primers (Penetrationsfähigkeit) und des Bondings (mechanische Stabilität) führten zu niedrigeren Haftwerten [43, 40]. Die Einfflaschenadhäsivsysteme enthalten kein oder nur sehr wenig Wasser und müssen deshalb immer zur Vermeidung postoperativer Hypersensitivitäten mit wet-bonding / re-wetting angewendet werden. Anwendungsfehler sind hierbei nicht auszuschließen [34]. Die zwei-Schritt „Self-etch“ Adhäsive sind signifikant besser zu bewerten als die ein-Schritt „Self-etch“ Adhäsive [22, 92]. An der Spitze bezüglich der Haftwerte steht jedoch das „Etch-and-rinse“ Verfahren [20, 54].

6. Generation (ein-Schritt „Self-etch“ – Mischpräparate)

Eine weitere Vereinfachung sollte mit der sechsten Generation erreicht werden. Mit den All-in-one Adhäsiven wird eine Arbeitserleichterung für den Anwender erreicht, da nur eine Flüssigkeit appliziert werden muss. Es wird hierbei auf eine separate Phosphorsäureätzung des Schmelzes verzichtet, da Schmelz und Dentin mit demselben Adhäsivgemisch vorbehandelt werden. Die einzelnen Komponenten müssen aufgrund der Instabilität des aktivierten sauren Phosphorsäureesters in zwei Flaschen aufbewahrt werden und kurz vor der Applikation angemischt werden. Daraus resultiert aber ein weiterer klinischer Arbeitsschritt. Um eine gute Haftung zu erreichen, müssen mehrere Schichten aufgetragen werden [36, 56]. Laut einer Studie [94] wird durch eine zweifache Applikation eine signifikante Verbesserung der Verbundfestigkeit erreicht. Dies macht die Arbeitserleichterung für den Anwender wieder zunichte.

7. Generation (ein-Schritt „Self-etch“ – Einfflaschenpräparate)

Mit der siebten Generation konnte ein All-in-one Adhäsiv in einer Flasche eingeführt werden. Hydrophile und hydrophobe Monomere sind hier zusammen in einer wässrigen Lösung untergebracht. Hier besteht die Gefahr der Tröpfchenbildung durch Separation der hydrophilen und hydrophoben Anteile [133]. Durch gründliches Verblasen des Bondings können negative Einflüsse auf die Haftung minimiert werden [126]. Das Verblasen bewirkt ein Verdunsten des Lösungsmittels und macht damit die Vernetzung der aufgetragenen Monomere und damit die Aushärtung der Adhäsivschicht möglich [11]. Ein Problem, das bei allen All-in-one Adhäsiven auftritt, ist die Permeabilität gegenüber Wasser. Sie wirken als permeable Membran [123, 124, 133] und lassen selbst nach Polymerisation noch Flüssigkeiten passieren [11, 29, 116].

Dabei können so genannte „water trees“ entstehen. Dies sind Wasseransammlungen in der Hybrid- und in der Adhäsivschicht, die im Transelektronenmikroskop nachweisbar sind [28, 120]. Eine dichte Dentinversiegelung ist mit diesen Adhäsivsystemen nicht zu erreichen. Je hydrophiler ein Adhäsiv ist, desto schwieriger ist es, einen dauerhaften Verbund zum Dentin zu erreichen. Ein klarer Vorteil liegt hier bei den Adhäsivsystemen der älteren Generationen, die ein hydrophobes Bonding enthalten [42]. Bezüglich der Haftwerte kann die neuste Generation also nicht mit den viel-Schritt Systemen konkurrieren [41]. Bei der Anwendung selbstkonditionierender Bondingsysteme ist es also sinnvoll, zuvor eine gezielte Schmelzätzung mit Phosphorsäure durchzuführen [53, 97, 133].

Vergleicht man nun die historische Einteilung der Adhäsivsysteme nach Generationen mit der heute aktuellen Einteilung der Adhäsivsysteme nach Anzahl der Applikationsschritte und Wirkmechanismen kommt man zu folgender Übersicht:

3.Generation	Vier-Schritt-Selective-Etch Drei-Schritt-Selective-Etch
4.Generation	Vier-Schritt-Etch-and-rinse Drei-Schritt-Etch-and-rinse
5.Generation	Zwei-Schritt-Etch-and-rinse Zwei-Schritt-Self-Etch
6.Generation	Ein-Schritt-Self-Etch (Mischpräparate)
7.Generation	Ein-Schritt-Self-Etch (Einfaschenpräparate)

Tabelle 3.2.: Gegenüberstellung der Einteilung der Adhäsivsysteme (modifiziert nach Frankenberger)

Den beiden ersten Generationen kommt klinisch keine Bedeutung zu. Daher finden sie in der aktuellen Klassifikation keine Erwähnung [29, 30].

4. Problemstellung

Das Erreichen einer suffizienten und effektiven Haftung zum Dentin stellt bis heute eine Herausforderung an die Adhäsivtechnik dar. Verglichen mit dem Zahnschmelz enthält das Dentin einen größeren Anteil an organischem Material (Kollagen) auch finden sich im Dentin mit Liquor gefüllte Tubuli. Diese Faktoren sowie der nach Bearbeitung der Dentineoberfläche entstehende „smear-layer“ machen das Dentin zu einem anspruchsvollen Haftungspartner. Neben den oben genannten Faktoren kann eine Sklerosierung des Dentins zusätzlich die Haftung erschweren. Hier sind die Dentintubuli durch Umbauvorgänge in einem natürlichen Alterungsprozess verschlossen. Am häufigsten ist sklerotisches Dentin im Bereich der Zahnhäse und am Übergang einer kariösen Läsion zum gesunden Dentin zu finden. Die hier auftretende Obliteration der Dentintubuli durch die Anlagerung von anorganischem Material im peritubulären Dentin vermindert die Säurelöslichkeit des Dentins.

Ziel der Studie ist es die Haftung an sklerotischem Dentin unter Berücksichtigung verschiedener Konditionierungs- bzw. Ätzverfahren, („Selective-etch“, „Self-etch“ und „Etch-and-rinse“ Technik) im Speziellen der „Etch-and-rinse“ Technik , zu untersuchen.

Hierzu wurden im Zahnhalsbereich an extrahierten menschlichen Front- und Seitenzähnen ohne vorheriges Beschleifen der Zahnhartsubstanz Füllungen gelegt. Die Konditionierung der Zahnhartsubstanz mit Adhäsiven erfolgte hierbei auf verschiedene Arten. Die Zähne wurden im Anschluss einem künstlichen Alterungsprozess (thermomechanische Belastung) unterzogen und das Randspaltverhalten vor und nach Belastung mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskopes miteinander verglichen.

5. Material und Methode

5.1 Auflistung der verwendeten Materialien

Für die vorliegende Studie wurden 56 menschliche Front- und Seitenzähne mit Zahnhalsdefekten gesammelt. Alle verwendeten Zähne wurden aus therapeutischen Gründen extrahiert. Gelagert wurden die Zähne in Wasser. Nach Reinigung mittels Scaler und Bürstchen wurden die 56 Zähne in sieben Gruppen aufgeteilt. Diese wurden im Folgenden mittels zwei verschiedener Adhäsive (AdheSE und Syntac) in verschiedenen Techniken konditioniert. Auf eine vorherige Präparation wurde hierbei verzichtet.

Die Gruppeneinteilung sah wie folgt aus:

Gruppe 1	Syntac	selektive Schmelzätzung 30s
Gruppe 2	Syntac	etch & rinse, Dentin 15s, Schmelz 30s
Gruppe 3	Syntac	etch & rinse, Dentin 30s, Schmelz 30s
Gruppe 4	AdheSE	
Gruppe 5	AdheSE	selektive Schmelzätzung 30s
Gruppe 6	AdheSE	etch & rinse, Dentin 15s, Schmelz 30s
Gruppe 7	AdheSE	etch & rinse, Dentin 30s, Schmelz 30s

Das Ätzen erfolgte bei allen Gruppen mit 37 % iger Phosphorsäure (3M ESPE Scotchbond Etchant). Das Auftragen der einzelnen Komponenten der Adhäsivsysteme erfolgte mittels Applicator Tips (Fa. Dentsply). Alle 56 Zahnhalsdefekte wurden nach erfolgter Konditionierung mit Tetric EvoFlow (Fa. Ivoclar Vivadent) Farbe A2 gefüllt. Ausgehärtet wurde mit sichtbarem blauem Licht. Zum Abschluss wurden die Füllungen geglättet und poliert mittels Soflex-Scheiben und Bürstchen (Occlubrush).

5.2 Vorbereitung der Probenzähne

Aus den für die Studie gesammelten extrahierten Zähnen wurden 56 Front- und Seitenzähne mit Zahnhalsdefekten ausgewählt. Alle 56 Zähne wurden im Anschluss mittels Scaler, Küretten und Bürstchen von verbliebenen Geweberesten und Zahnstein befreit. Nach erfolgter Reinigung wurden die Zähne in sieben Gruppen aufgeteilt. Auf der defektfernen Seite wurden alle Zähne graviert und anschließend in kleinen mit Wasser gefüllten Glasröhrchen gelagert.



Abb.5.1.: Probenzahn Beispiel 1



Abb.5.2.: Probenzahn Beispiel 2

5.3 Anwendung der Bondingsysteme und Gruppeneinteilung

Die in sieben Gruppen aufgeteilten Zähne wurden im Folgenden mittels zwei verschiedener Adhäsive (AdheSE und Syntac der Firma Ivoclar Vivadent) in verschiedenen Techniken konditioniert. Auf eine vorherige Präparation wurde hierbei verzichtet. Die Gruppeneinteilung sah hierbei wie folgt aus:

Gruppe 1	Syntac	selektive Schmelzätzung 30s
Gruppe 2	Syntac	etch & rinse, Dentin 15s, Schmelz 30s
Gruppe 3	Syntac	etch & rinse, Dentin 30s, Schmelz 30s
Gruppe 4	AdheSE	
Gruppe 5	AdheSE	selektive Schmelzätzung 30s
Gruppe 6	AdheSE	etch & rinse, Dentin 15s, Schmelz 30s
Gruppe 7	AdheSE	etch & rinse, Dentin 30s, Schmelz 30s

Das Ätzen erfolgte bei allen Gruppen (Ausnahme Gruppe 4) mit 37 % iger Phosphorsäure (3M ESPE Scotchbond Etchant). Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Schmelzränder der Kavitäten mindestens 1mm überätzt wurden. Nach dem Einwirken des Ätzgels wurde dieses mit Wasser abgesprüht und die angeätzte Kavität so lange getrocknet, bis ein weißliches Ätzmuster sichtbar wurde.

Bei den Gruppen 1-3 wurde Syntac nach Herstellerangaben verwendet.



Abb.5.3.: Syntac und Etchant

Verarbeitungsempfehlung (Ivoclar Vivadent)

Schmelz ätzen (mit 37 % Phosphorsäure);

Syntac Primer auf Schmelz und Dentin auftragen, 15 s einwirken lassen, dann mit Luft trocknen;

Syntac Adhäsiv auftragen, 10 s einwirken lassen, mit Luft trocknen;

Heliobond auftragen, Überschüsse entfernen, 10 s lichthärten.

Das in den Gruppen 4-7 verwendete AdheSE wurde ebenfalls nach Herstellerangaben verwendet. AdheSE ist ein selbstätzendes, lichthärtendes, gefülltes Zweikomponenten - Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin, das aus AdheSE Primer und AdheSE Bond besteht.



Abb.5.4.: AdheSE Primer und Bonding Agent

Verarbeitungsempfehlung (Ivoclar Vivadent)

Applikation des Primers mittels Brush, dann 15 Sekunden einmassieren. Dabei sollte die gesamte Einwirkzeit nicht kürzer als 30 Sekunden sein. Danach Überschüsse verblasen, bis kein beweglicher Flüssigkeitsfilm mehr sichtbar ist. Im nächsten Schritt erfolgt die Applikation des Bondings, das mit einem sanften Luftstrom auf der zu füllenden Kavität verteilt werden soll. Im Anschluss das Bonding für 10 Sekunden lichthärten mit einer LED oder Halogenlampe mit einer Leistung von mehr als $500\text{mW}/\text{cm}^2$.

Auftragen der einzelnen Komponenten erfolgte mittels Applicator Tips der Firma Dentsply.

5.4 Legen und Ausarbeiten der Komposit Füllungen

Alle 56 Zahnhalsdefekte wurden nach erfolgter Konditionierung mit Tetric EvoFlow Farbe A2 gefüllt. Tetric EvoFlow ist ein nano-optimiertes fließfähiges Komposit der Firma Ivoclar Vivadent. Ausgehärtet wurde mit sichtbarem blauem Licht. Zum Abschluss wurden die Füllungen geglättet und poliert mittels Soflex-Scheiben unter Wasserkühlung und Bürstchen. Hierzu wurden Scheiben in zwei verschiedenen Körnungen verwendet. Zunächst, um grobe Überschüsse zu entfernen, mit einer gröberen Scheibe und anschließend mit einer feinen Scheibe zum Polieren. Die endgültige Politur erfolgte mit kaum abrasiven

siliciumcarbidbelegten Bürstchen (Occlubrush) langsamtourig ohne Wasserkühlung.



Abb.5.5.: Tetric EvoFlow

5.5 Replikaherstellung zur Beurteilung des Komposit-Dentin-Verbundes

Vor und nach thermomechanischer Dauerbelastung wurden zur Beurteilung der Füllungsränder Replikas hergestellt. Dazu wurden die gefüllten Zahnhalsdefekte mittels Doppelmischtechnik (Silaplast und Silasoft) abgeformt. Die Doppelmischabformung ist eine einzeitige Abformung, bei der beide Materialien dünnfließend und auch festeres Material in den Abformlöffel appliziert werden. Als Abformlöffel dienten hierbei Getränkeflaschendeckel aus Kunststoff.



Abb.5.6.: Getränkeflaschendeckel mit Abformung

Ausgegossen wurden die Abdrücke mit Alpha-Die MF (Fa. Schütz Dental, Rosbach, Deutschland). Es handelt sich bei diesem Material um ein Modellstumpfmateriale auf Epoxidharzbasis mit Füllstoffen. AlphaDie MF ist leichtfließend, exakt zeichnend, dimensionsstabil, kanten- und abrasionsfest sowie leicht schleif- und sägbar und eignet sich daher besonders gut zur Herstellung von Präzisionsmodellen. Das Material wurde nach Herstellerangaben 30 Sekunden lang angemischt und blasenfrei in die vorher genommenen Abdrücke auf einer Rüttelplatte eingefüllt. Zum Aushärten wurden die Abformungen in einen trockenen Drucktopf bei 2 bar für 15 Minuten gelegt, um Lufteinschlüsse zu vermeiden. Nach einer Stunde Lagerung der Ausgüsse bei Raumtemperatur wurden die Modelle aus den Abformungen entfernt, auf Blasen und Fehlstellen überprüft sowie auf der Modellrückseite entsprechend der extrahierten Zähne gekennzeichnet. Bei der Herstellung der Replikas nach thermomechanischer Dauerbelastung und nach Kausimulation wurde analog verfahren.

5.6 Thermo-mechanische Dauerbelastung der Probenzähne

Die gefüllten Zähne wurden nun thermomechanisch belastet. Dazu wurden die Zähne zunächst in einem Thermocyclinggerät (Fa. Huber, München, Deutschland) 2500 Zyklen verschiedenen Temperaturen ausgesetzt. In einem Wechselbad zwischen 5 °C kaltem und 55 °C warmem Wasser wurden so die Zähne thermisch belastet. In jedem der beiden Bäder blieben die Zähne 15 Sekunden. Dazwischen lag eine Abtropfzeit von 15 Sekunden.



Abb.5.7.: Thermocycler TC 45 (Fa. Huber)

Im Anschluss an die thermische Belastung wurden die Zähne einer mechanischen Dauerbelastung unterzogen. Hierzu wurde ein Kausimulator benutzt. Die Zähne wurden paarweise in die vorgesehenen Metallformen des Kausimulators mittels abgelaufenem Komposit verschiedener Firmen eingebettet. Dabei wurde darauf geachtet, dass alle Füllungsränder von Komposit frei blieben. Bei der Kausimulation wurden mittels einer Kugel die Füllungen direkt belastet, da ein physiologisches Einbetten der gefüllten Frontzähne in die vorgesehenen Metallformen aus Platzgründen nicht möglich war. Die Kausimulation wurde jeweils bei einer zyklischen Wechsellast von maximal 50N mit einer Frequenz von 0,5Hz für 100000 Zyklen durchgeführt.

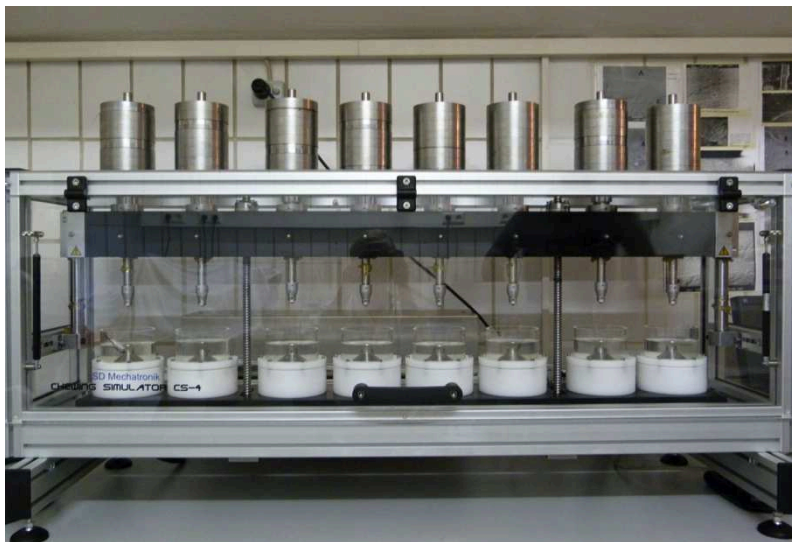


Abb.5.8.: Kausimulator CS-4 (Fa. 3D Mechatronik)

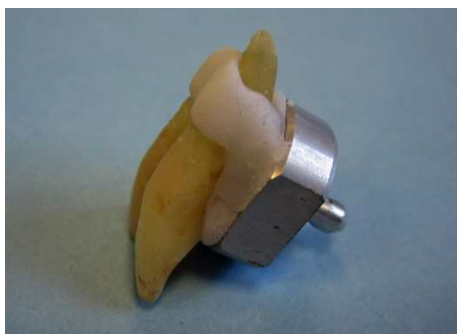


Abb.5.9.: Probenpaar auf Metallträger für Kausimulation

5.7 Beurteilung des Komposit-Dentin-Verbundes

5.7.1. Vorbereitung der Epoxidharz-Replikas

Zur Beurteilung der Randspaltdichte der gelegten Füllungen vor und nach thermomechanischer Belastung wurden die zuvor hergestellten Replikas besputtert. Dazu wurde jede einzelne Probe auf einem Aluminium Proben-Halter mittels doppelseitigem Klebepunkt parallel zum Probenteller fixiert. Nach dem Fixieren der Replikas wurden diese mit Gold besputtert. Dazu wurde die Cool-Sputter-Anlage S150B der Firma Edwards verwendet.

Besputtern (engl. to sputter: zerstäuben) ist eine hochvakuumbasierte Beschichtungstechnik. Auf der Probenoberfläche wird eine dünne Schicht aus einem Schwermetall (ca. 25 nm dick) erzeugt, die für eine optimale Bildqualität im Rasterelektronenmikroskop sorgt. Zwischen der Probenoberfläche und einer Elektrode (vorzugsweise eine Edelmetallfolie) wird eine Spannung von etwa 1kV angelegt, so dass Metallteilchen ausgeschlagen werden, die die Oberfläche der zu untersuchenden Probe beschichten. Diese Beschichtung sorgt für eine elektrische Leitfähigkeit der Probenoberfläche.



Abb.5.10.: Replika besputtert

5.7.2 REM Auswertung

Im Rasterelektronenmikroskop der Firma PhenomWorld wurde nun die Randqualität der gelegten Zahnhalsfüllungen untersucht. Dazu wurde von jeder gelegten Füllung der Füllungsrand bei 200-facher Vergrößerung abfotografiert. Danach wurde ein Vergleich der Randspalten vor und nach Belastung gezogen.

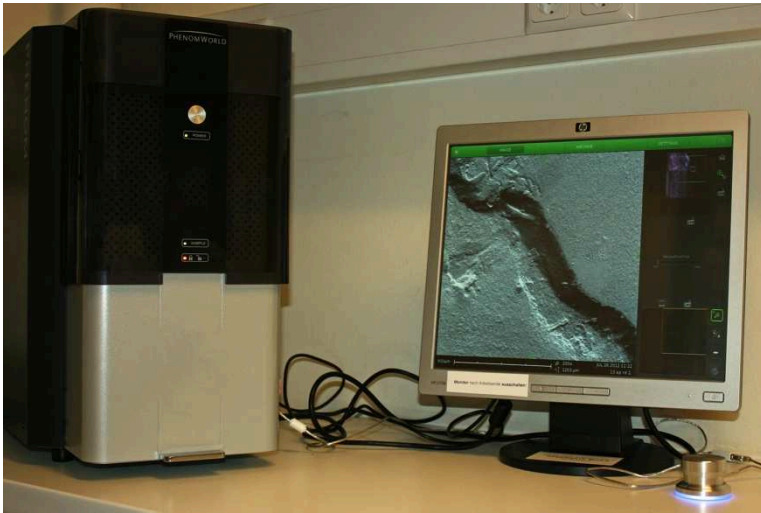


Abb.5.11.: REM (Fa. PhenomWorld)



Abb.5.12.: REM Aufnahme vor TML

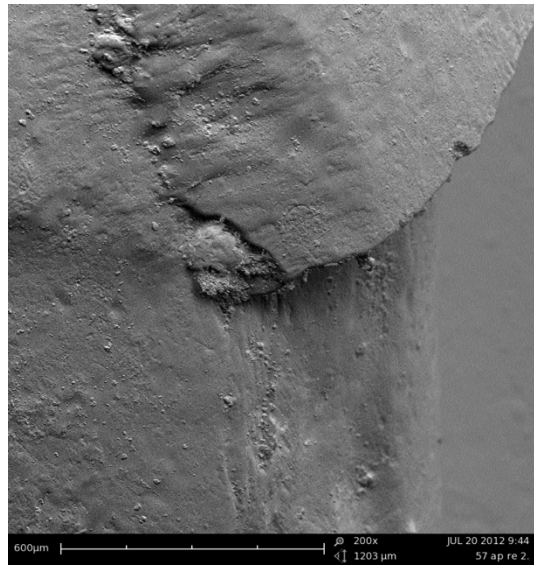


Abb.5.13.: REM Aufnahme nach TML

5.8 Statistische Testverfahren und Auswertung

Die Auswertung und die statistische Analyse der gewonnenen Daten erfolgten mittels SPSS für Windows. Anwendung fanden dabei verschiedene statistische Testverfahren. Zur Überprüfung auf eine Normalverteilung der gewonnenen Testwerte wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test durchgeführt. Im Anschluss daran konnten durch die nicht vorhandene Normalverteilung der Testwerte folgende „nichtparametrische Tests“ durchgeführt werden: zum einen der Wilcoxon-Vorzeichen-Test, der für zwei abhängige Stichproben mit ordinal skalierten Werten die Abweichung der positiven und negativen Rangunterschiede voneinander prüft und zum anderen der Mann-Whitney-U-Test, welcher prüft, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören. Die Prüfung erfolgt bei diesem Testverfahren auf der Basis der Rangordnung der Einzelwerte. Als viertes statistisches Testverfahren kam das Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm zum Einsatz. Durch dieses Korrekturverfahren können unabhängige Stichproben auf dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ untersucht werden. Die Signifikanzebene wurde auf $\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$ (k = Anzahl der durchgeführten Paarvergleiche) adjustiert.

6. Ergebnisse

Bei der Auswertung der Studie wurden die Füllungsränder der gelegten Füllungen auf ihr Randspaltverhalten hin untersucht. Dabei wurde der Füllungsrand in einen den Schmelz begrenzenden und einen an das Dentin angrenzenden Bereich unterteilt. Die statistische Auswertung ergab folgende Tabelle (Tabelle 5.1.).

Gruppe	Schmelz	Schmelz	Dentin	Dentin
	Initial	TML	Initial	TML
1	100 ^A	70.9 (11,5) ^B	100 ^A	10.8 (8.1) ^E
2	100 ^A	73.1 (12.5) ^A	100 ^A	18.0 (9.5) ^D
3	100 ^A	76.6 (11.2) ^A	100 ^A	48.1 (12.1) ^A
4	90.2 (5.1) ^B	45.4 (7.9) ^C	100 ^A	27.8 (9.3) ^C
5	100 ^A	78.1 (14.0) ^A	100 ^A	31.2 (10.0) ^C
6	100 ^A	75.9 (13.2) ^A	100 ^A	45.1 (9.2) ^A
7	100 ^A	76.2 (10.2) ^A	100 ^A	37.9 (7.7) ^B

Tabelle 5.1.: statistische Auswertung

Die statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen sind gekennzeichnet durch die hochgestellten Buchstaben A-E

6.1 Randspaltverhalten vor thermomechanischer Belastung

6.1.1 Schmelz

Betrachtet man die initiale Schmelzhaftung, so sind die Ergebnisse der Gruppe 4 signifikant schlechter (90,2 %) als die der anderen sechs Gruppen. Somit führt die alleinige Konditionierung des Zahnschmelzes mit AdheSE im „Self-etch“ Verfahren zu einer signifikant schlechteren Schmelzhaftung als die Konditionierung mit Phosphorsäure in der „Etch-and-rinse“ oder der „Selective-etch“ Technik.

6.1.2 Dentin

Die gewonnenen Ergebnisse vor thermomechanischer Belastung (TML) zeigen eine gute Dentinhaftung in allen sieben Gruppen (100%).

Tabelle 5.2. stellt die Ergebnisse für die initiale Schmelz- und Dentinhaftung graphisch dar.

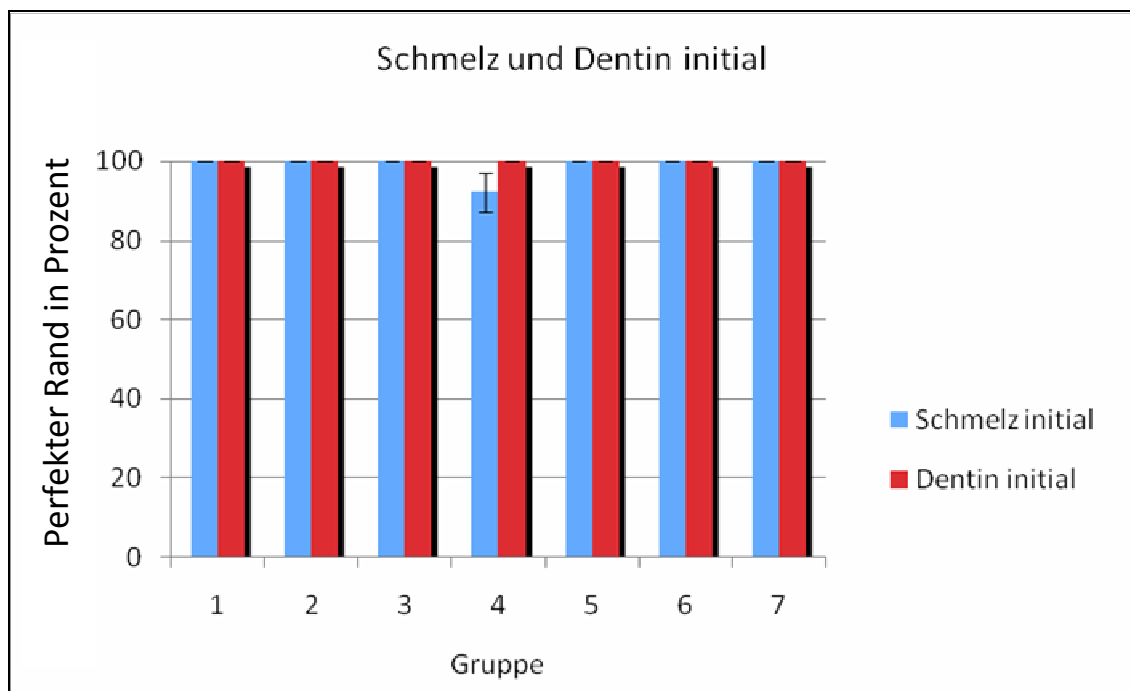


Tabelle 5.2.: Säulendiagramm: Gegenüberstellung der Schmelz- und Dentinhaftung vor TML

6.2 Randspaltverhalten nach thermomechanischer Belastung

Generell lässt sich die Aussage treffen, dass nach einer TML die Randqualität aller Proben signifikant abnimmt.

6.2.1 Schmelz

Eine gute Randqualität im Schmelz ist generell mit der „Etch-and-rinse“ Technik zu erreichen. Eine signifikante Verschlechterung der Randqualität zeigen die Ergebnisse der Gruppe 1 (70,9 %). Hier wurde das Adhäsivsystem Syntac im „Selective-etch“ Verfahren mit 30 Sekunden langer Phosphorsäureätzung angewendet. Die signifikant schlechtesten Werte für die Randspaltqualität im Schmelz wurden mit Gruppe 4 (45,4 %) erreicht. Hier wurde AdheSE nach Herstellerangaben im „Self-etch“ Verfahren angewendet. Zwischen den anderen fünf Gruppen (2, 3, 5, 6 und 7) traten im Hinblick auf die Schmelzhaftung nach TML keine signifikanten Unterschiede auf (siehe Tabelle 5.3. Säulendiagramm).

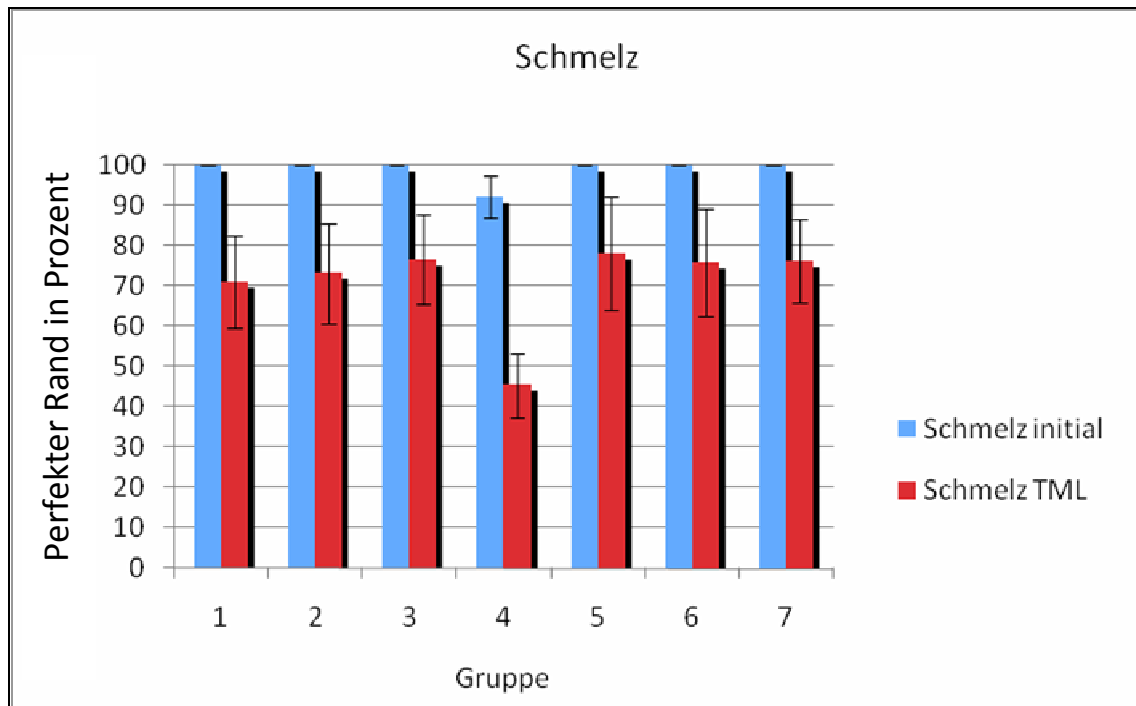


Tabelle 5.3.: Säulendiagramm: Gegenüberstellung der Schmelzhaftung vor und nach TML

6.2.2 Dentin

Die vorgenommenen Belastungen der Probenzähne führten in allen Gruppen zu einer deutlichen Reduktion der Randqualität. Die signifikant beste Haftung erreichten die Gruppen 3 (48,1 %) und 6 (45,1 %). In der 3. Versuchsgruppe wurde als Adhäsivsystem Syntac in der „Etch-and-rinse“ Technik mit einer 30 Sekunden langen Dentinätzung verwendet. In Gruppe 6 wurde AdheSE in Kombination mit einer 15 Sekunden langen Ätzung des Dentins angewendet. Die 7. Versuchsgruppe (AdheSE plus 30 Sekunden langes Ätzen des Dentins) brachten im Vergleich zu den oben genannten Gruppen 3 und 6 signifikant schlechtere Ergebnisse (37,9 %). Ein weiterer signifikanter Abfall der Randqualität ist in den Gruppen 4 (27,8 %) und 5 (31,2 %) zu verzeichnen. Bezüglich der adhäsiven Vorbehandlung des Dentins unterscheiden sich diese beiden Gruppen nicht. Sie wurden beide mit AdheSE nach Herstellerangaben konditioniert. Die Ergebnisse der Gruppe 2 (18,0 %) sind statistisch signifikant schlechter als die der zuvor genannten Gruppen. Hier erfolgte die Konditionierung des Dentins für 15 Sekunden mit Phosphorsäureätzung und anschließender Anwendung des Adhäsivsystems Syntac. Gruppe 1 erreichte die signifikant geringste Randspaltqualität (10,8 %) im Dentin. In dieser Gruppe erfolgte lediglich eine selektive Schmelzätzung. Das Dentin wurde hier nicht angeätzt.

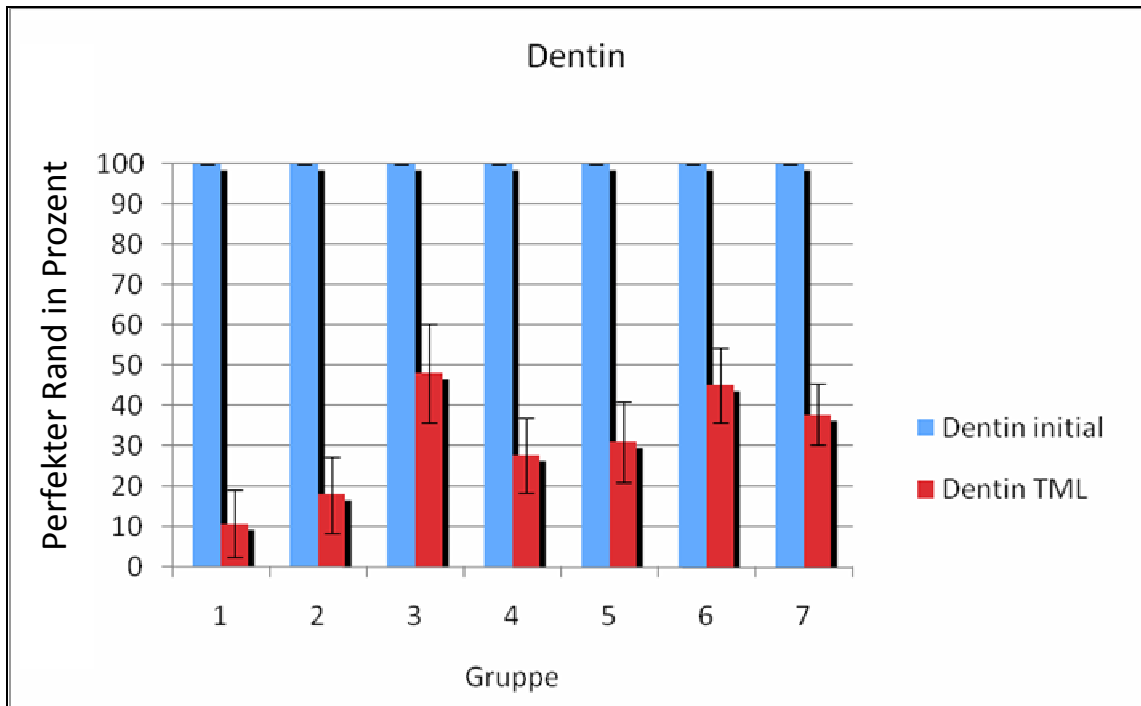


Tabelle 5.4.: Säulendiagramm: Gegenüberstellung der Dentinhaftung vor und nach TML

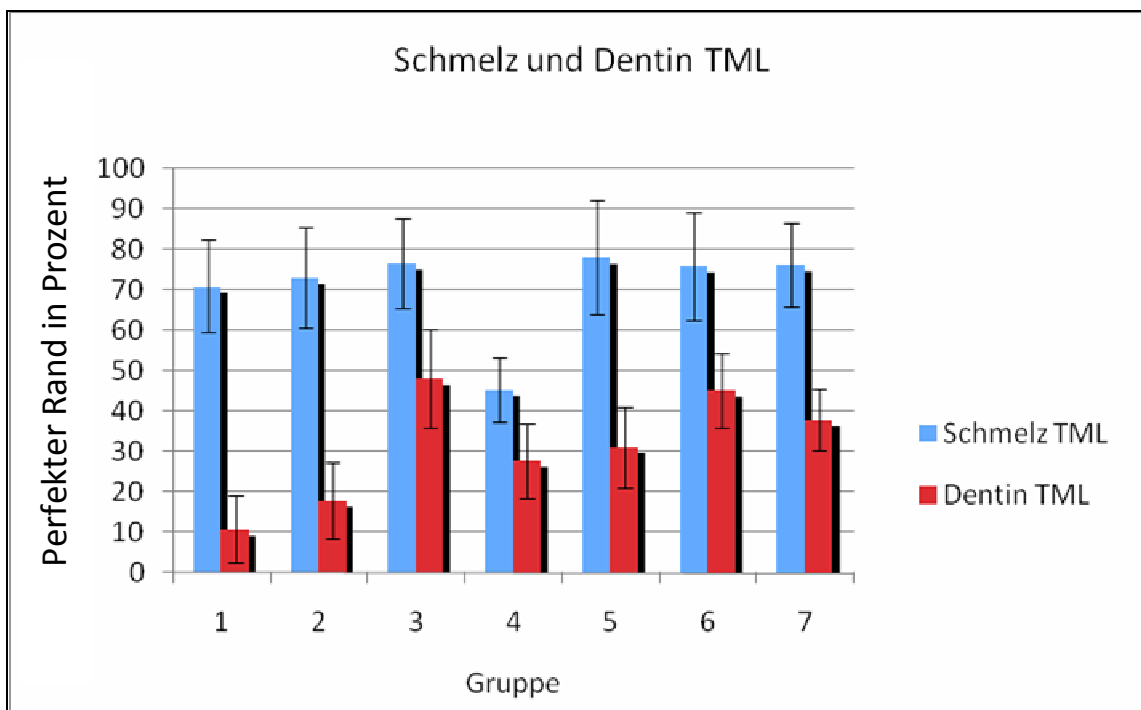


Tabelle 5.5.: Säulendiagramm: Gegenüberstellung Schmelz- und Dentinhaftung nach TML

7. Diskussion

Nach wie vor liegt ein Hauptproblem der adhäsiven Kompositfüllungen in der Polymerisationsschrumpfung der Komposite. Um eine adäquate Haftung der Kompositrestaurationen an den Zahnhartsubstanzen und ein Entgegenwirken der Schrumpfung zu erreichen, ist eine gute adhäsive Verankerung notwendig. Einen entscheidenden Anteil der gewünschten Adhäsion von Kompositen an den Zahnhartsubstanzen trägt die mikromechanische Verankerung. Bei der Vorbehandlung des Schmelzes und auch des Dentins müssen Oberflächen geschaffen werden, die eine mikromechanische Verankerung zulassen. Grundsätzlich gibt es heute zwei grundlegende unterschiedliche Strategien der Konditionierung: zum einen die Anwendung von Phosphorsäure auf den Zahnhartsubstanzen und zum anderen die Anwendung saurer Monomerlösungen (selbstätzende Primer). Der Haftmechanismus beruht bei beiden genannten Arten auf dem Herauslösen von Hydroxylapatitkristallen und der Bildung einer Hybridschicht durch das anschließende Auftragen der unterschiedlichen Komponenten einzelner Adhäsivsysteme [53]. Heute weiß man, dass die effektivste und sicherste Art und Weise, eine gute Schmelzhaftung zu erreichen, die Vorbehandlung des Zahnschmelzes mit Phosphorsäure ist [31]. Eine absolut beständige Dentinhaftung kann bis heute durch keines der heute üblichen Bondingsysteme erreicht werden [53]. Hinzu kommt, dass in unterschiedlichen Bereichen der Zähne, bevorzugt an den Zahnhälsen und am Übergang kariöser Läsionen zum gesunden Dentin, das Dentin in sklerosierter Form vorliegen kann. Ein möglicher Einfluss der Sklerosierung des Dentins auf die Haftung von Kompositen ist bereits mehrfach durch Studien belegt [69, 113]. Bei einer Vorgehensweise der Konditionierung wie im unverändertem Dentin werden geringere Demineralisationstiefen erreicht, das bedeutet, dass sklerotisches Dentin bei der Schaffung einer geeigneten Oberfläche zur mikromechanischen Verankerung eine besondere Vorgehensweise erfordert [74, 128]. Mit welcher Technik eine solche Verankerung geschaffen und damit eine gute Dentinhaftung erreicht werden kann, soll anhand der in dieser Studie gewonnenen Ergebnisse gezeigt werden.

7.1 Diskussion der Methodik und der Materialien

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine reine in vitro Studie. Die Übertragbarkeit der gewonnenen Ergebnisse einer solchen Studie auf die Situation in vivo ist bedingt möglich [32]. Es besteht die Notwendigkeit, die Bedingungen der Studie so nah wie möglich an orale Gegebenheiten anzunähern. Als Probenzähne wurden extrahierte humane Zähne gewählt. Bevorzugt handelte es sich bei diesen um Frontzähne. Voraussetzung für die Verwendbarkeit in dieser Studie war das Vorhandensein ungefüllter Zahnalsdefekte. Die Verwendung extrahierter menschlicher Zähne ist in zahlreichen in vitro Untersuchungen als Standard beschrieben und anerkannt [48].

Zahnalsdefekte eignen sich besonders gut, um die Haftung an sklerotischem Dentin zu untersuchen, da es in diesen Bereichen bei Zahnalterung zum Schutz der Pulpa häufig gebildet wird [128]. Zum Erhalt der sklerotisch veränderten Dentinschicht wurden die extrahierten Zähne vor dem Legen der Zahnalsfüllungen mit Komposit nur gereinigt und nicht beschliffen. Alle aufgeteilten sieben Gruppen wurden in unterschiedlichen Techniken konditioniert. Dabei kamen zwei verschiedene Adhäsive zum Einsatz. Zum einen das klassische Mehrschritt-Adhäsivsystem Syntac classic (Ivoclar Vivadent) und zum anderen AdheSE (Ivoclar Vivadent), ein zwei-Schritt „Self-etch“ Adhäsivsystem, bestehend aus Primer und Bond. Diese beiden Adhäsivsysteme sind bereits in einer Vielzahl von Studien unter verschiedenen Gesichtspunkten betrachtet worden [34, 35, 42, 43, 47, 51, 99] und stellen den Goldstandard als Vertreter ihrer Gruppen dar. Nach erfolgter Konditionierung wurden alle 56 Defekte gefüllt. Als Füllungskunststoff wurde dabei Tetric EvoFlow gewählt, ein nano-optimiertes Komposit der Firma Ivoclar Vivadent. In der Praxis findet ein solches fließfähiges Komposit häufig Anwendung bei der Versorgung von Klasse V Kavitäten. Bei der Bearbeitung der extrahierten humanen Zähne bieten sich im Gegensatz zu intraoralen Gegebenheiten optimale Möglichkeiten, wie z.B. die absolut trockenen Verhältnisse in vitro, sowie gute Möglichkeiten der Ausarbeitung und Politur der gelegten Füllungen. Die einzelnen Gruppen der Studie unterscheiden sich lediglich durch das verwendete Adhäsiv und die angewandte Ätzstrategie. Somit ist die

Randspaltqualität im Vergleich zueinander zur Beurteilung der Qualität des Adhäsivsystems und der angewandten Ätztechnik durchaus möglich.

Die Lagerung der Zähne erfolgte ab dem Zeitpunkt der Extraktion bis zur Fertigstellung der Studie in destilliertem Wasser bei ca. 4 Grad Celsius im Kühlschrank. Hiervon ausgenommen ist die Zeit der thermomechanischen Belastung durch Thermocycler und Kausimulator. Aqua dest. ist ein gängiges Lagerungsmedium für extrahierte Zähne in Laborstudien [55]. In der Literatur sind keine strukturverändernden Merkmale des Dentins bei dieser Art der Lagerung im Gegensatz zu einer Lagerung in Ethanol, Formalin oder Thymol beschrieben [50]. Es findet jedoch ein gewisser Alterungsprozess statt, der sich auf die Randspaltqualität negativ auswirkt [42]. Die verstrichene Zeit nach erfolgter Extraktion hat nur einen sehr geringen nicht relevanten Effekt auf die Adhäsion des Kunststoffes [85].

Die mechanische Dauerbelastung im Kausimulator und die thermische Belastung im Thermocycler stellen reproduzierbare, standardisierte Verfahren dar, um die Belastungen der Füllungen in der Mundhöhle nachzuempfinden. Der Thermocycler simuliert mit Temperaturschwankungen zwischen 5°C und 55°C die durch unterschiedlich temperierte Speisen und Getränke hervorgerufene thermische Wechselbelastung der Zähne in der Mundhöhle. Mit einer Kombination beider genannten Verfahren ist ein künstlicher Alterungsprozess der gefüllten Probenzähne zu erreichen [33, 35, 41 43, 64]. Die Abformung der Probenzähne erfolgte sowohl vor, als auch nach TML. Die gewählte Abformmethode war dabei die Doppelmischabformung, ein einzeitiges, zweiphasiges Abformverfahren mit einer knetbaren und einer dünnfließenden Komponente. Als Abformmaterial wurden dabei Silaplast und Silasoft (Fa. Detax) verwendet. Es handelt sich bei diesem kondensationsvernetzenden Silikon in unterschiedlichen Konsistenzen um ein gängiges, häufig in der Praxis verwendetes, Material. Mit Hilfe der gewonnenen Abformungen konnte die Herstellung der Replikas erfolgen. Als Modellkunststoff wurde dabei AlphaDie MF (Fa. Schütz Dental) verwendet. Dieses leichtfließende, exakt zeichnende, dimensionsstabile Modellstumpfmateriale auf Epoxidharzbasis eignet sich besonders gut zur Herstellung von Präzisionsmodellen [13]. Die gewählte Vorgehensweise der Randspaltanalyse unter Zuhilfenahme des Rasterelektronenmikroskopes und der oben genannten

statistischen Testverfahren stellt ein häufig angewandtes und anerkanntes Verfahren dar [13, 33, 41, 42, 43, 68].

7.2 Diskussion der Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss der „Etch-&-rinse“ Technik auf die Haftung an sklerotischem Dentin untersucht. Dazu wurden alle 56 Probenzähne in sieben Gruppen unterteilt, um verschiedene Maßnahmen der Konditionierung der Zahnhartsubstanzen zur adhäsiven Verankerung miteinander zu vergleichen. Dazu wurde in drei Gruppen das Adhäsivsystem Syntac (Ivoclar Vivadent) in verschiedenen Ätztechniken und in vier weiteren Gruppen das Adhäsivsystem AdheSE (Ivoclar Vivadent) ebenfalls unter Durchführung verschiedener Ätztechniken angewendet.

7.2.1 Schmelzhaftung vor und nach TML

Wie zu erwarten war, erreichte die Gruppe, in der AdheSE nach Herstellerangaben im „Self-etch“ Verfahren angewendet wurde, signifikant schlechtere Haftwerte vor TML am Schmelz als die anderen sechs Gruppen, bei denen zusätzlich eine Schmelz-Ätzung mit Phosphorsäure durchgeführt worden war (Etch-and-rinse und Selective-etch Technik). Letztere wiesen alle einen perfekten Randschluss auf (100%). In der Literatur ist heute durch zahlreiche Studien belegt, dass die Haftung am Schmelz durch eine Konditionierung mit Phosphorsäure effektiver und von längerer Dauer ist, als die erreichte Schmelzhaftung nach einer Konditionierung mit selbstätzenden Monomeren [29, 31, 37, 47]. Die gewonnenen Ergebnisse unterstreichen somit die Aussage, dass die Phosphorsäureätzung des Schmelzes dem Ätzen durch ein saures Monomer vorzuziehen ist.

Nach erfolgter TML lag die Qualität des Randschlusses bei keiner Probengruppe mehr bei 100%. Die signifikant schlechtesten Ergebnisse wiesen auch hier die Proben der Gruppe des selbstätzenden Monomers AdheSE auf. Das heißt, auch die Messwerte nach TML unterstreichen die Aussage, dass eine Vorbehandlung des Zahnschmelzes mit Phosphorsäure effektiver und sicherer ist als die Vorbehandlung mit einem sauren Monomer.

7.2.2 Dentinhaftung vor und nach TML

Vor durchgeführter TML lag die Dentinhaftung aller sieben Gruppen bei 100%.

Nach TML konnte ein Abfall der Haftwerte bei allen Gruppen um mindestens 50% beobachtet werden. Eine Ätzzeit des Dentins von 30 Sekunden mittels Phosphorsäure in Kombination mit dem Adhäsivsystem Syntac erreichte den besten Randschluss, gleichauf mit den Haftwerten, die mit einer verkürzten Phosphorsäure- Ätzzeit von 15 Sekunden in Kombination mit dem sauren Monomer AdheSE erreicht wurden. Ein schlechterer Randschluss wurde erreicht nach 30 Sekunden langer Ätzzeit und dem anschließenden Verwenden von AdheSE. Die Konditionierung des sklerotisch veränderten Dentins mit dem sauren Monomer AdheSE ohne eine zusätzliche Phosphorsäureätzung führte zu signifikant schlechteren Ergebnissen. Diese gewonnenen Ergebnisse bestätigen die Aussage einer Studie von Xie et al., nach der „Self-etch“ Adhäsive geringe Haftwerte an sklerotischem Dentin erreichen. Weiter abfallende Haftwerte wurden erreicht nach 15 Sekunden langer Phosphorsäureätzung ohne die anschließende Anwendung eines sauren Monomers. Die signifikant geringsten Haftwerte erreichten, wie erwartet, die Proben der Gruppe eins, da hier das Dentin weder durch Phosphorsäure noch durch ein saures Monomer konditioniert wurde.

Bei Applikation von Phosphorsäure auf das Dentin dringt die Säure bevorzugt entlang der Dentintubuli in die Tiefe. Dabei ist die Wirkung des Säureangriffes wegen des höheren Mineralisationsgrades peritubulär effektiver als intertubulär [31]. Betrachtet man nun sklerotisch verändertes Dentin, bei dem Dentinkanälchen durch die Anlagerung von anorganischem Material im peritubulären Dentin obliteriert vorliegen, so ist es nachvollziehbar, dass sklerotisches Dentin eine verminderte Säurelöslichkeit aufweist [69, 113]. Diese durch Studien belegte Aussage steht im Einklang mit den gewonnenen Ergebnissen dieser Studie, da hier z.B. eine 15 Sekunden lange Phosphorsäureätzung zu geringeren Haftwerten führt als eine 15 Sekunden lange Phosphorsäureätzung in Kombination mit der Anwendung eines sauren Monomers und da eine Phosphorsäureätzung mit einer Dauer von 30 Sekunden hingegen ähnlich gute Werte erreicht wie das Ätzen von 15 Sekunden mit Phosphorsäure und dem anschließenden Konditionieren mit

einem sauren Monomer. Ein zu langes Ätzen des Dentins (30 Sekunden Phosphorsäure + AdheSE) führt wieder zu einem geringeren Haftverbund.

7.2.3 Überblick über die Ergebnisse anderer Autoren

Die gewonnenen Untersuchungsergebnisse dieser Studie unterstreichen die Ergebnisse ähnlicher Untersuchungen anderer Autoren.

Eine Studie von van Meerbeek et al. konnte belegen, dass sklerotisches Dentin eine abweichende Vorbehandlung gegenüber unverändertem Dentin erfordert. Der erhöhte Mineralisationsgrad führt im sklerotischen Dentin zu einer geringeren Säurelöslichkeit [128].

Nach einer Studie von Kwong et al. erfordert eine gute Dentinhaftung das oberflächliche Entfernen des sklerotischen Dentins und/oder das Anwenden stärkerer Säuren bei dem Ätzvorgang [74].

Nach Xie et al. führt die Anwendung selbstkonditionierender Adhäsive zu keinem sicheren Haftverbund an sklerotischem Dentin [138].

Karan et al. zeigten in ihrer Studie, dass das Erreichen ausreichender Demineralisationstiefen im sklerotischen Dentin, welche für eine adäquate Dentinhaftung notwendig sind, längere Ätzzeiten erfordert [69].

Nach einer Studie von Lopes et al. werden nach einer Ätzzeit von 30 Sekunden gegenüber einer halbierten Ätzzeit höhere Haftwerte im sklerotischen Dentin erreicht [76].

7.3 Schlussfolgerung / Fazit

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass das Erreichen einer effektiven Haftung an sklerotischem Dentin andere Maßnahmen erfordert als an unverändertem Dentin. Das gewohnte Ätzen des Dentins bei der „Etch-and-rise“ Technik für 15 Sekunden mit Phosphorsäure reicht im sklerotischen Dentin nicht aus. Das Verlängern der Ätzzeit auf 30 Sekunden, oder die Kombination einer 15 Sekunden langen Ätzung mit Phosphorsäure und dem anschließenden Anwenden eines sauren Monomers führen hingegen zu einer guten Haftung am Dentin. Auch lässt sich aus den Ergebnissen dieser Studie ableiten, dass die Anwendung von "Self-etch" Adhäsiven auf sklerotischem Dentin ohne die Kombination mit einer vorherigen Phosphorsäureätzung nur einen sehr geringen Haftverbund ermöglicht.

8. Literatur

- [1] **Albaladejo A., Osorio R., Toledano M., Ferrari M. :**
Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems
Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2010, 15(1), 112-8
- [2] **Attin T., Bößmann K., Göbel R., Hellwig E., Kappert H., Lehmann K., Lenz E., Ludwig K., Musil R., Spiekermann H., Staehle H.J., Thämert G., Wegener H., Welker D., Wöstmann B.:**
Klinische Materialkunde für Zahnärzte
Carl Hanser Verlag, 1998, 1.Auflage
- [3] **Attin T., Buchalla W.:**
Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren
Dtsch Zahnärztl Z, 1998, 53, 766-772
- [4] **Attin T., Opatowski A., Meyer C., Zingg-Meyer B., Buchalla W., Mönting J.S.:**
Three-year follow up assessment of Class II restorations in primary molars with a polyacid-modified composite resin and a hybrid composite
Am J Dent, 2001, 14(3), 148-52
- [5] **Baracco B., Perdigão J., Cabrera E., Giráldez I., Ceballos L.:**
Clinical evaluation of a low-shrinkage composite in posterior restorations: one-year results
Oper Dent, 2012, 37(2), 117-29
- [6] **Baratieri L.N., Ritter A.V.:**
Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique
J Esthet Dent, 2001, 13(1), 50-7
- [7] **Barceleiro M.O., De Mello J.B., Porto C.L., Dias K.R., De Miranda M.S.:**
Hybrid layer thickness and morphology: Influence of cavity preparation with air abrasion
Gen Dent, 2011, 59(6), 242-7
- [8] **Barnes D.M., Blank L.W., Gingell J.C., Gilner P.P.:**
A clinical evaluation of a resin-modified. Glass ionomer restorative material
J Am Dent Assoc, 1995, 126, 1245-1253
- [9] **Bayne S.C., Thompson J.Y., Swift E.J., Stamatiades P., Wilkerson M.:**
A characterization of first-generation flowable composites
J Am Dent Assoc, 1998, 129, 567-577
- [10] **Bekes K., Boeckler L., Gernhardt C.R., Schaller H.G.:**
Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system - 2-year results
J Oral Rehabil, 2007, 34(11), 855-61

- [11] **Blunck U.:**
Selbststützende Adhäsivsysteme
Wissen kompakt, 2011, 3, 11-20
- [12] **Blunck U., Haller B.:**
Klassifikation von Bondingsystemen
Quintessenz, 1999, 50(10)
- [13] **Boeckler A., Boeckler L., Eppendorf K., Schaller H.G., Gernhardt C.R.:**
A Prospective, Randomized Clinical Trial of a Two-step Self-etching vs. Two-step Etch-and-Rinse Adhesive and SEM Margin Analysis: Four-year Results
J Adhes Dent, 2012, 6 , 10.3290
- [14] **Bortolotto T., Onisor I., Krejci I., Ferrari M., Tay F.R., Bouillaguet S.:**
Effect of cyclic loading under enzymatic activity on resin-dentin interfaces of two self-etching adhesives
Dent Mater, 2008, 24(2), 178-84
- [15] **Breschi L., Mazzoni A., Ruggeri A., Cadenaro M., Di Lenarda R., De Stefano Dorigo E.:**
Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface
Dent Mater, 2008, 24(1), 90-101
- [16] **Buonocore M.G.:**
A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces
J Dent Res, 1955, 34, 849-853
- [17] **Burke F.J., McCaughey A.D.:**
The four generations of dentin bonding
Am J Dent, 1995, 8(2), 88-92
- [18] **Chappell R.P., Eick J.D.:**
Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dentinal adhesives
Quintessence Int, 1994, 25(5), 359-68
- [19] **Correr G.M., Bruschi Alonso R.C., Correr Sobrinho L., Puppini-Rontani R.M., Ferracane J.L.:**
In vitro wear of resin-based materials--simultaneous corrosive and abrasive wear
J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2006, 78(1), 105-14
- [20] **De Munck J., Braem M., Wevers M., Yoshida Y., Inoue S., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B.:**
Micro- rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces
Biomaterials, 2005, 26(10), 1145-53

- [21] **De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B.:**
A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results
J Dent Res, 2005, 84(2), 118-32
- [22] **De Munck J., Van Meerbeek B., Satoshi I., Vargas M., Yoshida Y., Armstrong S., Lambrechts P., Vanherle G.:**
Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin
Am J Dent, 2003, 16(6), 414-20
- [23] **De Munck J., Van Meerbeek B., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Suzuki K., Lambrechts P., Vanherle G.:**
Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin
J Dent Res, 2003, 82(2), 136-40
- [24] **Denner W.:**
Präparationstechnik für Adhäsivfüllungen
Quintessenz, 2009, 60(6), 693-702
- [25] **Eichner K., Klappert H.F.:**
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung; Band 1 Grundlagen und Verarbeitung
Thieme, 1995, 7.Auflage
- [26] **Ernst C.P.:**
Komposit im Seitenzahnbereich: Möglichkeiten und Grenzen
Quintessenz, 2010, 61(5), 545-557
- [27] **Ernst C.P., Brandenbusch M., Meyer G., Canbek K., Gottschalk F., Willershausen B.:**
Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite
Clin Oral Investig, 2006, 10(2), 119-25
- [28] **Ferrari M., Tay F.R.:**
Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin
Oper Dent, 2003, 28(1), 3-8
- [29] **Frankenberger R.:**
Adhäsiv-Fibel
Spitta-Verlag, 2008, 1. Auflage
- [30] **Frankenberger R.:**
Bonding 2006; Zeitersparnis versus Langzeiterfolg
Quintessenz, 2006, 57(5), 485-495
- [31] **Frankenberger R., Blunck U., Ernst C.P., Hajto J., Jacobi A., Lenhard M., Naumann M., Reich S., Schwenk T., Striegel M.:**
Adhäsive Zahnheilkunde
Deutscher Zahnärzte Verlag, 2013, 1.Auflage

- [32] **Frankenberger R., Krämer N., Lohbauer U., Nikolaenko S.A., Reich S.M.:**
Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro?
J Adhes Dent, 2007, 9(1), 107-16
- [33] **Frankenberger R., Krämer N., Petschelt A.:**
Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation
Oper Dent, 2000, 25(1), 11-9
- [34] **Frankenberger R., Krämer N., Petschelt A.:**
Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation
Oper Dent, 2000, 25(4), 324-30
- [35] **Frankenberger R., Krämer N., Petschelt A.:**
Fatigue behaviour of different dentin adhesives
Clin Oral Investig, 1999, 3(1), 11-7
- [36] **Frankenberger R., Perdigão J., Rosa B.T., Lopes M.:**
"No-bottle" vs. "multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study
Dent Mater, 2001, 17(5), 373-80
- [37] **Frankenberger R., Schipper H.M., Roggendorf M.:**
Adhäsivtechnik 2010 - Etch-and-Rinse- oder Self-etch-Systeme
Quintessenz, 2010, 61(5), 537-542
- [38] **Frankenberger R., Sindel J., Krämer N.:**
Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung?
Dtsch Zahnärztl Z, 1997, 52, 202-205
- [39] **Frankenberger R., Sindel J., Krämer N., Oberschachtsiek H., Petschelt A.:**
Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total Etching
Dtsch Zahnärztl Z, 1998, 53, 697-699
- [40] **Frankenberger R., Sindel J., Krämer N., Petschelt A.:**
Die Verbindung von Adhäsivsystemen verschiedener Generationen mit Schmelz und Dentin der ersten und zweiten Dentition
Dtsch Zahnärztl Z, 1997, 52, 795-799
- [41] **Frankenberger R., Strobel W.O., Krämer N., Lohbauer U., Winterscheidt J., Winterscheidt B., Petschelt A.:**
Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods
J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2003, 67(2), 712-21

- [42] **Frankenberger R., Strobel W.O., Lohbauer U., Krämer N., Petschelt A.:**
The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin
J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2004, 69(1), 25-32
- [43] **Frankenberger R., Tay F.R.:**
Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations
Dent Mater, 2005, 21(5), 397-412
- [44] **Frankenberger R., Vosen V., Krämer N., Roggendorf M.:**
Bulk-Fill-Komposite: Mit dicken Schichten einfacher zum Erfolg?
Quintessenz, 2012, 63(5), 579-584
- [45] **Gao B.T., Lin H., Zheng G., Xu Y.X., Yang J.L.:**
Comparison between a silorane-based composite and methacrylate-based composites: shrinkage characteristics, thermal properties, gel point and vitrification point
Dent Mater J, 2012, 31(1), 76-85
- [46] **Garcia A.H., Martínez Lozano M.A., Vila J.C., Escribano A.B., Galve P.F.:**
Composite resins. A review of the materials and clinical indications
Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2006, 11, 215-20
- [47] **Geerts S., Bolette A., Seidel L., Guéders A.:**
An in vitro evaluation of leakage of two etch and rinse and two self-etch adhesives after thermocycling
Int J Dent, 2012, 852841
- [48] **Ghaeth H., Jeffrey A., Anderson T.:**
Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature
Journal of Oral Science, 2011, 53(3), 273-282
- [49] **Giachetti L., Scaminaci Russo D., Bambi C., Nieri M., Bertini F.:**
Influence of operator skill on microleakege of total-etch and self-etch bonding systems
J Dent, 2008, 36(1), 49-53
- [50] **Goodis H.E., Marshall G.W., White J.M., Gee L., Hornberger B., Marshall S.J.:**
Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths
Dent Mater, 1993, 9(2), 79-84
- [51] **Goracci C., Sadek F.T., Monticelli F., Cardoso P.E., Ferrari M.:**
Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin
J Adhes Dent, 2004, 6(4), 313-8

- [52] **Gwinnett A.J., Dickerson W.G., Yu S.:**
Dentin bond shear strength and microleakage for Syntac/Heliomolar: a comparison between the manufacturer's and total etch technique
J Esthet Dent, 1992, 4(5), 164-8
- [53] **Haller B., Janke F.:**
Sind selbstkonditionierende Bondingsysteme praxistauglich? Und wenn ja, wofür?
Quintessenz, 2012, 63(6), 711-732
- [54] **Hamouda I.M., Samra N.R., Badawi M.F.:**
Microtensile bond strength of etch and rinse versus self etch adhesive systems
J Mech Behav Biomed Mater, 2011, 4(3), 461-6
- [55] **Hannig M., Kreuzkamp H., Albers H.-K.:**
Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen
Dtsch Zahnärztl Z, 1994, 08, 595-600
- [56] **Hashimoto M., Sano H., Yoshida E., Hori M., Kaga M., Oguchi H., Pashley D.H.:**
Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding
Oper Dent, 2004, 29(4), 416-23
- [57] **Hegde M.N., Hegde P., Chandra C.R.:**
Morphological evaluation of new total etching and self etching adhesive system interfaces with dentin
J Conserv Dent, 2012, 15(2), 151-5
- [58] **Hellwig E., Auschill T.M., Kopp M.C.:**
Praxisstudie zum klinischen Langzeitverhalten eines Kompomers in Kombination mit einem selbstätzenden Adhäsiv bei Klasse V Kavitäten
Quintessenz, 2007, 58(6), 611-617
- [59] **Hellwig E., Klimek J., Attin T.:**
Einführung in die Zahnerhaltung
Elsevier Urban und Fischer, 2006, 4. Auflage
- [60] **Hickel R.:**
Neueste Komposite - viele Behauptungen
BZB: Wissenschaft und Fortbildung, 2012, 11, 50-53
- [61] **Hickel R., Kunzelmann K.H., Lambrechts P., Perdigao J., Vanherle G., Van Meerbeek B., Frankenberger R., De Munck J.:**
Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis
3M Espe, 2001, 1. Auflage
- [62] **Hickel R., Manhart J., García-Godoy F.:**
Clinical results and new developments of direct posterior restorations
Am J Dent, 2000, 13, 41-54

- [63] **Ishioka S., Caputo A.A.:**
Interaction between the dentinal smear layer and composite bond strength
J Prosthet Dent, 1989, 61(2), 180-5
- [64] **Kalra S., Singh A., Gupta M., Chadha V.:**
Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent
Contemp Clin Dent, 2012, 3(1), 48-53
- [65] **Kanca J. 3rd.:**
Wet bonding: effect of drying time and distance
Am J Dent, 1996, 9(6), 273-6
- [66] **Kanca J. 3rd.:**
Resin bonding to wet substrate. II. Bonding to enamel
Quintessence Int, 1992, 23(9), 725-7
- [67] **Kanca J 3rd, Sandrik J.:**
Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion
Am J Dent, 1998, 11(4), 154-9
- [68] **Kanemura N., Sano H., Tagami J.:**
Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces
J Dent, 1999, 27(7), 523-30
- [69] **Karan K., Yao X., Xu C., Wang Y.:**
Chemical characterization of etched dentin in non-carious cervical lesions
J Adhes Dent, 2012, 14(4), 315-22
- [70] **Kournetas N., Chakmakchi M., Kakaboura A., Rahiotis C., Geis-Gerstorfer J.:**
Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling
Clin Oral Investig, 2004, 8(3), 123-9
- [71] **Krämer N., Frankenberger R.:**
Compomers in restorative therapy of children: a literature review
Int J Paediatr Dent, 2007, 17(1), 2-9
- [72] **Krämer N., Lohbauer U., Frankenberger R.:**
Restorative materials in the primary dentition of poli-caries patients
Eur Arch Paediatr Dent, 2007, 8(1), 29-35
- [73] **Kugel G., Ferrari M.:**
The science of bonding: from first to sixth generation
J Am Dent Assoc, 2000, 131, 20-25

- [74] **Kwong S.M., Cheung G.S., Kei L.H., Itthagarun A., Smales R.J., Tay F.R., Pashley D.H.:**
Micro-tensile bond strength to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique
Dent Mater, 2002, 18(5), 359-69
- [75] **Lehmann K.M., Hellwig E.:**
Zahnärztliche Propädeutik
Elsevier Urban und Fischer, 2005, 10. Auflage
- [76] **Lopes G.C., Vieira L.C., Araujo E., Bruggmann T., Zucco J., Oliveira G.:**
Effect of dentin age and acid etching time on dentin bonding
J Adhes Dent, 2011, 13(2), 139-45
- [77] **Manhart J.:**
Charakterisierung direkter zahnärztlicher Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich
Quintessenz, 2006, 57(5), 465-481
- [78] **Manhart J., Garcia-Godoy F., Hickel R.:**
Direct posterior restorations: clinical results and new developments
Dent Clin North Am, 2002, 46(2), 303-39
- [79] **Manhart J., Neuerer P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner A., Hickel R.:**
Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth
J Prosthet Dent, 2000, 84(3), 289-96
- [80] **Marshall G.W.:**
Dentin: microstructure and characterization
Quintessence Int, 1993, 24(9), 606-17
- [81] **Marshall G.W., Marshall S.J., Kinney J.H., Balooch M.:**
The dentin substrate: structure and properties related to bonding
J Dent, 1997, 25(6), 441-58
- [82] **Marx R., Fischer H., Sahin G., Wilke M., Tinschert J.:**
Haftfestigkeiten neuer Dentinhaftvermittler nach korrosiver Belastung
Dtsch Zahnärztl Z, 1998, 53, 748-752
- [83] **Matinlinna J.P., Lassila L.V., Ozcan M., Yli-Urpo A., Vallittu P.K.:**
An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry
Int J Prosthodont, 2004, 17(2), 155-64
- [84] **Minguez N., Ellacuria J., Soler J.I., Triana R., Ibaseta G. :**
Advances in the history of composite resins
J Hist Dent, 2003, 51(3), 103-5
- [85] **Mitchem J.C., Gronas D.G.:**
Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives
J Am Dent Assoc, 1986, 113(2), 285-7

- [86] **Nakabayashi N., Kojima K., Masuhara E.:**
The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates
J Biomed Mater Res, 1982, 16(3), 265-73
- [87] **Nakabayashi N., Nakamura M., Yasuda N.:**
Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism
J Esthet Dent, 1991, 3(4), 133-8
- [88] **Nikolaenko S.A., Lohbauer U., Roggendorf M., Petschelt A., Dasch W., Frankenberger R.:**
Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin
Dent Mater J, 2004, 20(6), 579-85
- [89] **Pashley D.H.:**
The effects of acid etching on the pulpodentin complex
Oper Dent, 1992, 17(6), 229-42
- [90] **Pashley D.H.:**
Dentin: a dynamic substrate--a review
Scanning Microsc, 1989, 3(1), 161-74
- [91] **Pashley D.H., Michelich V., Kehl T.:**
Dentin permeability: effects of smear layer removal
J Prosthet Dent, 1981, 46(5), 531-7
- [92] **Pashley D.H., Tay F.R.:**
Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel
Dent Mater, 2001, 17(5), 430-44
- [93] **Pashley D.H., Tay F.R., Breschi L., Tjäderhane L., Carvalho R.M., Carrilho M., Tezvergil-Mutluay A.:**
State of the art etch-and-rinse adhesives
Dent Mater J, 2011, 27(1), 1-16
- [94] **Pashley E.L., Agee K.A., Pashley D.H., Tay F.R.:**
Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding
J Dent, 2002, 30(2-3), 83-90
- [95] **Perdigao J.:**
Dentin bonding as a function of dentin structure
Dent Clin North Am, 2002, 46(2), 277-301
- [96] **Perdigao J., Frankenberger R.:**
Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion
Quintessence Int, 2001, 32(5), 385-90
- [97] **Perdigão J., Frankenberger R., Rosa B.T., Breschi L.:**
New trends in dentin/enamel adhesion
Am J Dent, 2000, 13, 25-30

- [98] **Perdigão J., Geraldeli S., Hodges J.S.:**
Total-etch versus self-etch adhesive - Effect on postoperative sensitivity
J Am Dent Assoc, 2003, 134, 1621-1629
- [99] **Perdigão J., Gomes G., Duarte S. Jr., Lopes M.M.:**
Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer
Oper Dent, 2005, 30(4), 492-9
- [100] **Perdigão J., Lopes L., Lambrechts P., Leitão J., Van Meerbeek B., Vanherle G.:**
Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology
Am J Dent, 1997, 10(3), 141-6
- [101] **Perdigão J., Van Meerbeek B., Lopes M.M., Ambrose W.W.:**
The effect of a re-wetting agent on dentin bonding
Dent Mater, 1999, 15(4), 282-95
- [102] **Peumans M., De Munck J., Van Landuyt K.L., Poitevin A., Lambrechts P., Van Meerbeek B.:**
A 13-year clinical evaluation of two three-step etch and rinse adhesives in non carious class V lesions
Clin Oral Investig, 2012, 16(1), 129-37
- [103] **Peumans M., Kanumilli P., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., Van Meerbeek B.:**
Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials
Dent Mater, 2005, 21(9), 864-81
- [104] **Peutzfeldt A. :**
Resin composites in dentistry: the monomer systems
Eur J Oral Sci, 1997, 105(2), 97-116
- [105] **Retief D.H.:**
Effect of Conditioning the Enamel Surface with Phosphoric Acid
J Dent Res, 1973, 52, 333-341
- [106] **Rose E.E., Lal J., Green R., Cornell J.:**
Direct Resin Filling Materials: Coefficient of Thermal Expansion and Water Sorption of Polymethyl Methacrylate
J Dent Res, 1955, 34, 589-596
- [107] **Ruyter I.E.:**
Composites - Characterization of Composite Filling Materials: Reactor Response
Adv in Dent Res, 1988, 2, 122-133
- [108] **Sano H., Takatsu T., Ciucchi B., Horner J.A., Matthews W.G., Pashley D.H.:**
Nanoleakage: leakage within the hybrid layer
Oper Dent, 1995, 20(1), 18-25

- [109] **Schwickerath H.:**
Werkstoffe in der Zahnheilkunde
Quintessenz Verlag, 1977, 1. Auflage
- [110] **Steiniger B., Schwarzbach H., Stachniss V.:**
Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts
Thieme Verlag, 2010, 1. Auflage
- [111] **Suppa P., Breschi L., Ruggeri A., Mazzotti G., Prati C., Chersoni S., Di Lenarda R., Pashley D.H., Tay F.R.:**
Nanoleakage within the hybrid layer: a correlative FEISEM/TEM investigation
J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2005, 73(1), 7-14
- [112] **Swanson T.K., Feigal R.J., Tantbirojn D., Hodges J.S.:**
Effect of adhesive systems and bevel on enamel margin integrity in primary and permanent teeth
Pediatr Dent, 2008, 30(2), 134-40
- [113] **Tan J.G., Zhou L.J., Feng M., Feng H.L.:**
Micro-tensile bond strength to sclerotic dentin in non-carious cervical lesions
Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2006, 41(9), 559-62
- [114] **Tay F.R., Carvalho R., Sano H., Pashley D.H.:**
Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin
J Adhes Dent, 2000, 2(2), 99-116
- [115] **Tay F.R., Frankenberger R., Carvalho R.M., Pashley D.H.:**
Pit and fissure sealing. Bonding of bulk-cured, low-filled, light-curing resins to bacteria-contaminated uncut enamel in high c-factor cavities
Am J Dent, 2005, 18(1), 28-36
- [116] **Tay F.R., Frankenberger R., Krejci I., Bouillaguet S., Pashley D.H., Carvalho R.M., Lai C.N.:**
Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence
J Dent, 2004, 32(8), 611-21
- [117] **Tay F.R., Gwinnett A.J., Pang K.M., Wei S.H.Y.:**
Resin Permeation into Acid-conditioned, Moist, and Dry Dentin: A Paradigm using Water-free Adhesive Primers
J Dent Res, 1996, 75, 1034-1044
- [118] **Tay F.R., Gwinnett A.J., Wei S.H.:**
Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting
Am J Dent, 1997, 10(2), 77-82

- [119] **Tay F.R., Kwong S.M., Itthagarun A., King N.M., Yip H.K., Moulding K.M., Pashley D.H.:**
Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation
 J Adhes Dent, 2000, 2(1), 9-28

- [120] **Tay F.R., Pashley D.H.:**
Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives
 Am J Dent, 2003, 16(1), 6-12

- [121] **Tay F.R., Pashley D.H.:**
Dental adhesives of the future
 J Adhes Dent, 2002, 4(2), 91-103

- [122] **Tay F.R., Pashley D.H.:**
Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review
 J Dent, 2004, 32(3), 173-96

- [123] **Tay F.R., Pashley D.H., Garcia-Godoy F., Yiu C.K.:**
Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence
 Am J Dent, 2004, 17(5), 315-22

- [124] **Tay F.R., Pashley D.H., Suh B.I., Carvalho R.M., Itthagarun A.:**
Single-step adhesives are permeable membranes
 J Dent, 2002, 30(7-8), 371-82

- [125] **Titley K., Chernecky R., Maric B., Valiquette N., Smith D.:**
The morphology of the demineralized layer in primed dentin
 Am J Dent, 1994, 7(1), 22-6

- [126] **Van Landuyt K.L., De Munck J., Snauwaert J., Coutinho E., Poitevin A., Yoshida Y., Inoue S., Peumans M., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B.:**
Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives
 J Dent Res, 2005, 84(2), 183-8

- [127] **Van Landuyt K.L., Kanumilli P., De Munck J., Peumans M., Lambrechts P., Van Meerbeek B.:**
Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching
 J Dent, 2006, 34(1), 77-85

- [128] **Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.:**
Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine
 J Dent, 1994, 22(3), 141-6

- [129] **Van Meerbeek B., De Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Vijay P., Van Landuyt K., Lambrechts P., Vanherle G.:**
Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges
Oper Dent, 2003, 28(3), 215-35
- [130] **Van Meerbeek B., Inokoshi I., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.:**
Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems
J Dent Res, 1992, 71, 1530-1540
- [131] **Van Meerbeek B., Kanumilli P., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., Peumans M. :**
A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel
Dent Mater, 2005, 21(4), 375-83
- [132] **Van Meerbeek B., Vanherle G., Lambrechts P., Braem M.:**
Dentin- and enamel-bonding agents
Curr Opin Dent, 1992, 2, 117-27
- [133] **Van Meerbeek B., Van Landuyt K., De Munck J., Hashimoto M., Peumans M., Lambrechts P., Yoshida Y., Inoue S., Suzuki K.:**
Technique-sensitivity of contemporary adhesives
Dent Mater J, 2005, 24(1), 1-13
- [134] **Van Meerbeek B., Yoshida Y., Snauwaert J., Hellemans L., Lambrechts P., Vanherle G., Wakasa K., Pashley D.H.:**
Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM
J Adhes Dent, 1999, 1(1), 7-23
- [135] **Wilkie R., Lidums A., Smales R.:**
Class II glass ionomer cermet tunnel, resin sandwich and amalgam restorations over 2 years
Am J Dent, 1993, 6(4), 181-4
- [136] **Willems G., Lambrechts P., Braem M., Celis J.P., Vanherle G.:**
A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics
Dent Mater J, 1992, 8(5), 310-9
- [137] **Wilson M.A., Cowan A.J., Randall R.C., Crisp R.J., Wilson N.H.:**
A practice-based, randomized, controlled clinical trial of a new resin composite restorative: one-year results
Oper Dent, 2002, 27(5), 423-9

- [138] **Xie C., Han Y., Zhao X.Y., Wang Z.Y., He H.M.:**
*Microtensile bond strength of one- and two step self-etching adhesives
on sclerotic dentin: the effects of thermocycling*
Oper Dent, 2010, 23(5), 547-55

9. Abkürzungsverzeichnis

Aqua dest.	destilliertes Wasser
Bis-GMA	Bisphenol-Diglycidylmethacrylat: 2,2-Bis-(4-(2-Hydroxy-3-Methacryloxypropoxy)phenyl)propan; sog. "Bowen-Monomer"
C-Faktor	Konfigurationsfaktor
Ormocere	organically modified ceramics
REM	Rasterelektronenmikroskop
TEGDMA	Triethylenglykol-dimethacrylat
TML	thermo-mechanical-loading (Thermo-Mechanische-Belastung)
UDMA	Urethan-dimethacrylat

10. Materialverzeichnis

Auflistung der zur Durchführung dieser Studie verwendeten Materialien:

- Rollrandgläser mit Deckel (Fa.Kobe)
- Scaler
- Grünes Winkelstück (Fa. Kavo)
- Bürstchen
- Phosphorsäure (Fa 3M Espe, Scotchbond Etchant)
- Applicator Tips (Fa. Dentsply)
- Syntac Primer, Adhesive und Heliobond (Fa. Ivoclar Vivadent)
- AdheSE Primer und Bonding Agent (Fa. Ivoclar Vivadent)
- Polymerisationslampe (Fa. 3M Espe)
- Tetric EvoFlow A2 (Fa. Ivoclar Vivadent)
- Sonde (Fa. Aesculap)
- Heidemannspatel (Fa. Aesculap)
- Soflex-Scheiben (Fa.3M Espe)
- Hawe Occlubrush-Bürstchen (Fa. Kerr)
- Silaplast K-Silikon (Fa. Detax)
- Silasoft K-Silikon (Fa. Detax)
- Getränkeflaschendeckel
- Alpha-Die MF (Fa. Schütz Dental)
- Rüttelplatte
- Drucktopf
- Thermocycler TC 45 (Fa. Huber)
- Chewing Simulator CS-4 (Fa. 3D Mechatronik)
- Sputter Coater S150B (Fa. Edwards)
- Rasterelektronenmikroskop G2 (Fa. PhenomWorld)

11. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger für die Überlassung des Dissertationsthemas und die hervorragende Betreuung und Unterstützung während dieser Arbeit.

Des Weiteren möchte ich mich bei ZÄ Vera Vosen und OA Dr. med. dent. Matthias Roggendorf bedanken, die mich bei meinen technischen Arbeiten im Labor tatkräftig und liebevoll unterstützt haben.

Bedanken möchte ich mich auch bei meiner Familie, besonders bei meinen Eltern für die jahrelange Unterstützung während meines Studiums und der Anfertigung dieser Arbeit. Danke für den liebevollen Rückhalt und die stetige Motivation.

Schließlich möchte ich mich noch bei meinem Freund Jan bedanken, der mir während dieser Arbeit mit viel Liebe und Geduld zur Seite gestanden hat.

12. Lebenslauf

Der Lebenslauf enthält private Daten, die nicht zur Veröffentlichung vorgesehen sind.

13. Verzeichnis akademischer Lehrer

Meine akademischen Lehrer im Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg waren die Damen und Herren Professoren, Dozenten und Oberärzte:

Arweiler,	Müller,
Aumüller,	Neff,
Auschill,	Neumüller,
Cetin,	Ohnmeiß,
Coca,	Pancherz,
Czubajko,	Pieper,
Daut,	Ramaswamy,
Feuser,	Roggendorf,
Flores-de-Jacoby,	Röhm,
Frankenberger,	Seitz,
Gente,	Schaudig,
Gloerfeld,	Sesterhenn,
Höffken,	Sonntag,
Jablonski-Momeni,	Steiniger,
Koolman,	Stoll,
Korbmacher-Steiner,	Suske,
Kroh,	Teymoortash,
Lamp,	Weber,
Lill,	Weihe,
Löffler,	Westermann,
Lotzmann,	Wennemuth.
Mandrek,	
Mengel,	
Mittag,	
Moll,	

14. Ehrenwörtliche Erklärung